

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Simulování defibrilačních impulsů v LabView  
Simulation of each type of defibrillation impulses by using LabView

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student:

**Radek Osmančík**

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Simulování defibrilačních impulsů v LabView  
Simulation of Each Type of Defibrillation Impulses by using LabView

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor defibrilace.
2. Podrobný popis jednotlivých defibrilačních impulsů a jejich působení na buňky myokardu.
3. Simulace jednotlivých typů defibrilačních impulsů v LabView a jejich porovnání.
4. Tvorba výukového software.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [2] HAYES, D.L., S.J. ASIRVATHAM a P.A. FRIEDMAN.(Eds.) *Cardiac pacing, defibrillation and resynchronization: a clinical approach*. Chichester (UK): John Wiley & Sons, 2013. ISBN 978-0470658338.
- [3] LARSEN, Ronald W. *LabVIEW for Engineers*. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2010. ISBN 978-0136094296.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlašuji

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem veškeré literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne 5. 5. 2015



.....  
Radek Osmančík

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat za vedení této bakalářské práce panu Ing. Lukáši Peterovi. Jeho rady, poznámky a zkušené konzultace dopomohli ke zhotovení této práce. Mé díky patří také všem, kteří mě v době psaní práce podporovali.

## **Abstrakt**

Cílem této práce je posuzování efektivity rozdílných defibrilačních impulsů na zvolené srdeční arytmie, zpracování do defibrilačního programu s výukovou částí defibrilace. Zaměřil jsem se na široké spektrum impulsů, konkrétně na klasický sinusový, monofázický, bifázický a bifázický zoll.

Zvolený problém byl zpracován v prostředí LabVIEW na základě informací získaných z rešeršní části. Program po aplikování defibrilačního impulsu vrací uživateli zpětné vyhodnocení úspěšnosti.

Jedním z cílů této práce je zhodnocení úspěšnosti defibrilace pomocí nejnovějšího bifázického Zoll impulsu, který je momentálně špičkou na trhu. Výuková část programu je určena pro studenty zdravotnických oborů, kteří si mohou vyzkoušet nastavení parametrů defibrilace a její následnou aplikaci.

## **Klíčová slova**

EKG, fibrilace, LabView, simulace, defibrilace, impuls

## **Abstract**

The aim of this study is assess the effectiveness of different defibrillation pulses to a selected cardiac arrhythmia, a creation defibrillation program with the educational part of defibrillation. I focused on a wide spectrum of impulses, namely the standard sinusoidal, monophasic, biphasic and biphasic Zoll impulses.

The selected issue was processed in LabVIEW environment based on information obtained from the research part. The software application evaluates the success of defibrillation and gives the feedback for users after execution of defibrillation pulse.

One of the goals of the thesis is also investigation of the success of biphasic defibrillation by the latest Zoll impulse which is currently market leader. Educational part of the software is designed for students with medical specialization who can try to set parameters of defibrillation and its consecutive execution.

## **Key words**

EKG, fibrillation, LabVIEW, simulation, defibrillation, pulses

## Seznam použitých symbolů a zkratk

AED – Automatizovaný externí defibrilátor

E – Energie

I – Proud

U – Napětí

t – čas

Tilt – Sklon, procentuální vyjádření koncové hodnoty oproti počáteční

BPM – tepová frekvence za minutu (Beats Per Minute)

DFT – Defibrilační práh (Defibrillation Threshold)

Vis – Operační část LabVIEW řídicí program (Virtual Instruments)

$\Omega$  – Ohm

## Obsah

Úvod.....	1
1 Srdeční arytmie .....	2
1.1 Fibrilace.....	2
1.1.1 Příčiny fibrilace .....	2
1.1.2 Důsledky fibrilace .....	2
1.1.3 Druhy srdečních arytmí.....	3
1.2 Defibrilace.....	3
1.2.1 Důvod defibrilace.....	3
1.2.2 Účinky defibrilace .....	3
1.2.3 Princip defibrilace .....	4
1.2.4 Elektrický buněčný princip .....	5
1.3 Typy impulsu .....	6
1.3.1 Zkrácené impulsy .....	7
1.3.2 Monofázické impulsy .....	8
1.3.3 Bifázické impulsy.....	9
1.3.4 Modified Zoll .....	9
1.3.5 Polarita impulsu.....	9
1.4 Parametry výboje.....	10
1.4.1 Hranice zranitelnosti .....	10
1.4.2 Morfologické a funkční poškození srdečního svalu .....	10
2 Rešerše .....	11
2.1 Zhodnocení, výsledek, závěr rešerše.....	18
3 Zpracování.....	19
3.1 LabVIEW .....	19
3.1.1 Čelní panel.....	19
3.1.2 Blokový diagram .....	19
3.2 Blokový diagram.....	19
3.3 Volba uživatele.....	20
3.3.1 Výuková část.....	21
3.3.2 Vlastní nastavení .....	21
3.4 Hlavní program – Grafické rozhraní .....	21
3.4.1 Ovládací prvky .....	22
3.4.2 Část volení parametrů.....	22
3.4.3 Graficky zobrazovací část .....	22
3.4.4 Defibrilační část .....	23
3.4.5 Realizace v LabVIEW.....	23
3.4.6 Struktura programu, ovládací prvky.....	23

3.4.7	Simulace EKG rytmu a jeho arytmie .....	24
3.4.8	Navolení hodnot defibrilačního impulsu .....	25
3.4.9	Vykreslení defibrilačních impulsů, porovnání s ideálním .....	25
3.4.10	Výpočet energie impulsů .....	26
3.4.11	Kompenzace amplitudy .....	27
3.4.12	Výpočet úspěšnosti impulsu .....	27
3.4.13	Low-tilt indikace .....	29
3.4.14	Princip defibrilace .....	29
3.4.15	Detekce místa defibrilace a její zobrazení .....	29
3.4.16	Okomentování se zpětnou vazbou .....	30
4	Vzor protokolu .....	31
5	Vzorový protokol .....	34
6	Závěr .....	38
7	Literatura .....	39



## Úvod

Defibrilace patří mezi účinné léčebné prostředky k obnově srdeční činnosti při komorové fibrilaci a tachykardii. Historie defibrilace sahá až do 19. století, kdy se zjistilo, že lze defibrilaci provádět pomocí střídavého proudu. V roce 1947 byla provedena první defibrilace, která zachránila lidský život. Vyvinulo se mnoho typu defibrilačních impulsů, které se liší svými parametry, vlastnostmi a proudovými průběhy. V závislosti na těchto měnitelných parametrech se defibrilační impulsy liší procentuální úspěšností. Aplikování těchto impulsů je možné na různé druhy srdečních arytmií.

V první kapitole je popsán princip defibrilace a působení výboje na buňky myokardu. Dále je obsahem také vznik srdečních arytmií, jejich průběh, důsledek a vhodná léčba. Popisujeme také typy defibrilačních impulsů, jejich parametrů, závislosti na impedanci hrudníku, polaritě a dalších faktorech. Ke konci je pozornost věnovaná morfologickému poškození srdečního svalu při defibrilaci.

Ucelené detailní informace ohledně defibrilace, defibrilačních impulsů a srdečních arytmií nejsou veřejně k dispozici. To bylo motivací pro vypracování řešeršní části, ze které se čerpají poznatky pro sestavování simulace srdečního rytmu, srdečních arytmií a tvaru defibrilačních impulsů. Řešerše byla sestavena ze zahraničních článků zveřejněných v letech 1991 až 2014 a je součástí druhé kapitoly této práce.

Veškeré tyto postupy jsou prakticky zpracovány ve třetí části této práce. Software sestaven ve vývojovém prostředí LabVIEW nabízí dvě možnosti použití. První varianta je vlastní využití softwaru pro testování odlišných typů defibrilačních impulsů, případně průběhy srdečních arytmií. Druhá část softwaru je zaměřena na výuku. Tato sekce je zaměřena pro studenty zdravotnických oborů. Software uživatele provede několika kroky celým nastavením defibrilačního impulsu. Jedná se o nastavení amplitudy, typu impulsu, času, impedanci a dalších parametrů. Uživatel po aplikování defibrilačního impulsu dostane zpětnou vazbu úspěšnosti daného impulsu. Výstup programu pomůže studentům zlepšit své znalosti a kompetence v oboru.

# 1 Srdeční arytmie

Srdce funguje jako pumpa, která přečerpává krev a pod tlakem jí vhání do krevního oběhu za pomoci kontrakcí srdeční svaloviny v pravidelných intervalech. Tyto kontrakce se týkají srdečních komor a předsíní. Srdeční cyklus může být vychýlen od pravidelnosti, nebo rychlosti optimálního srdečního rytmu mnohými faktory, které způsobí neaktivitu komor, nebo předsíní. V tomto případě mluvíme o srdečních arytmiích.

## 1.1 Fibrilace

Fibrilace je typem srdeční arytmie, která představuje chaotické, nekontrolovatelné nebo asynchronní chvění komorových nebo předsíňových srdečních vláken. [15] [11]

### 1.1.1 Příčiny fibrilace

Fibrilace se často vyskytují u lidí se srdečním selháním. Fibrilace samotná může být jak důvod vzniku srdečního selhání, tak jeho následkem. Další příčiny fibrilace mohou být strukturální změny myokardu, obzvláště vznik jizev, prostoupení tkáně vazivem, dilatace a přetížení síní. Princip fibrilace spočívá v nesynchronizaci srdečních vláken a jejich následném chaotickém stahování. Může dojít k fibrilaci síní, nebo fibrilaci komor. U fibrilace síní dochází k neúplnému přečerpávání krve do srdečních komor, jelikož síně nedokáží krev pravidelně a pod dostatečným tlakem vypudit, ale dochází k částečnému vypuzování krve komorami do krevního oběhu. Není život ohrožující stav. U fibrilace komor dochází k absolutnímu selhání srdce jako pumpy, která nedokáže vhnět krev do krevního oběhu, a tudíž při akutním neléčení dochází v krátké době až ke smrti.[15]

### 1.1.2 Důsledky fibrilace

Pokud není fibrilace komor akutně léčená defibrilací, dochází během několika minut ke smrti člověka. Je zde nutné podat elektrický výboj tak, aby došlo k úpravě srdečního rytmu a aktivaci srdečního převodního systému. Elektrický výboj není vůbec efektivní u tzv. asystoly – úplné zastavení srdeční činnosti reprezentované nulovou elektrickou aktivitou srdečního svalu.

V případě fibrilace komor hraje důležitou roli včasný zásah defibrilátoru. Právě čas, po který fibrilace komor probíhá je určující pro její úspěšnost a následnou rekonvalescenci. Během fibrilace komor srdce není schopno krev adekvátně přečerpávat do krevního oběhu. Následkem poté dochází k nedostatečnému prokrvování mozkové tkáně, k jejímu odumírání a následným postižením z důvodu nedokrvenosti během komorové fibrilace.[11] [7]

### 1.1.3 Druhy srdečních arytmí

Srdeční arytmie se rozlišují na velké množství druhů rozdělených podle místa působení, mechanismu vzniku, typu změny srdečního rytmu, projevů srdce, tepovou frekvenci srdce. Je rozlišeno pět nejznámějších a nejběžnějších srdečních arytmí.

- Komorová fibrilace – převodní systém srdeční se přestane synchronizovat a svalstvo myokardu se začne chaoticky stahovat. Srdce nepracuje jako pumpa a dochází k nedostatečnému prokrvení.
- Komorová tachykardie – jedná se o rychlý sled 4 a více extrasystol po sobě, dochází tedy k rychlým stahům srdečních komor.
- Sinusová tachykardie – srdeční odchylka od normálního rytmu. Interval tepové frekvence se vyskytuje nad 90 BPM.
- Sinusová bradykardie – srdeční odchylka od normálního rytmu. Interval tepové frekvence se vyskytuje pod 60 BPM.
- Sinoatriální blokáda – porušení vedení vzruchu ze sinoatriálního uzlu. [7]

## 1.2 Defibrilace

Defibrilací je označována léčebná metoda, která znovu optimalizuje srdeční rytmus při fibrilaci do normálních hodnot.

Rozlišujeme dva druhy defibrilací. Prvním je interní defibrilace prováděná většinou během chirurgických zákroků. Druhá, metoda je externí defibrilace, která se oproti interní musí vypořádat během defibrilace s impedancí hrudníku. Kvůli impedanci hrudníku se musí zvýšit dodaná energie, aby byl zaručen dostatečný průchod potřebného proudu pro úspěšnou defibrilaci. Pro externí defibrilaci se používá výboj o hodnotě energie od 150 – 360 J a proudu od 20 – 45 A. Na rozdíl od interní defibrilace, kdy se používá energie podstatně menší a to v intervalu 25 – 35 J.

### 1.2.1 Důvod defibrilace

Důvod k defibrilaci je, pokud v srdci dochází k poruše srdečního převodního systému, srdce kmitá chaoticky a nekoordinovaně a nemůže tak plnit svou funkci, a to zachování oběhu krve v těle. Procentuální šance na záchranu klesá průměrně o 10 % za každou uplynulou minutu. Pokud není první výboj úspěšný, je potřeba výboj opakovat. Výboj jako takový, je sám pro srdce velice zatěžující, proto v případě potřeby dalšího výboje se k němu přistupuje až ve 2 minutových intervalech, kdy má srdce dostatečný čas na odpočinutí. Dochází tedy k prodlužování defibrilace. Během těchto dvou minut mezi výboji je ideálně prováděna nepřímá srdeční masáž.[10]

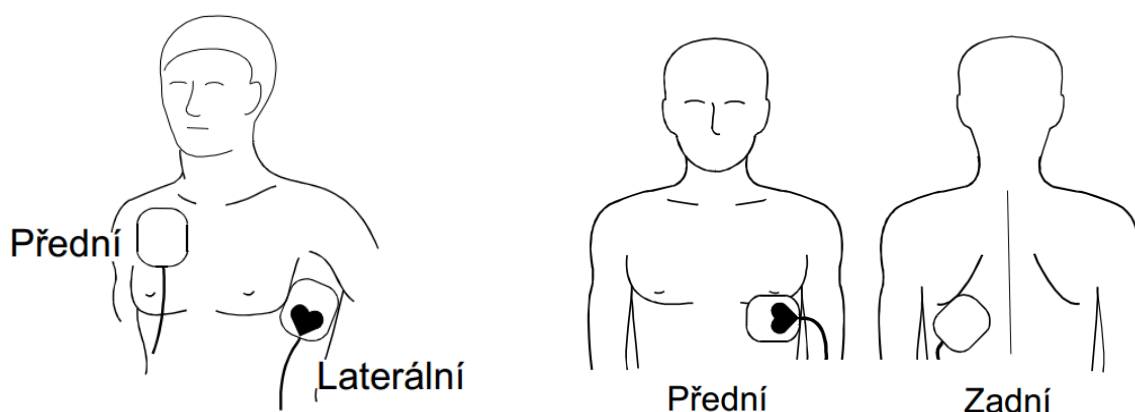
### 1.2.2 Účinky defibrilace

Správný účinek defibrilace spočívá v navrácení chaotického srdečního rytmu při komorové fibrilaci či tachykardii na rytmus pravidelný a tímto zabránit úmrtí. Tento návrat do normálu by měl

být proveden v co nejkratším čase od vzniku srdeční fibrilace nebo tachykardie z důvodu rychlého odumírání mozkové tkáně při nedostatečném prokrvení během komorové fibrilaci nebo tachykardii.

## 1.2.3 Princip defibrilace

Princip defibrilace komorových arytmií je v aplikování řízeného elektrického výboje prostupujícího přes srdce. Tento výboj vede k synchronizované depolarizaci všech vláken srdečního svalu. Snaží se depolarizovat co největší počet myocytů a zabránit tak pokračování maligní<sup>1</sup> arytmie. Právě po depolarizovaném stavu srdce je vysoká pravděpodobnost návratu normálního srdečního sinusového rytmu.



**Obrázek 1 – Rozmístění defibrilačních elektrod**  
Vlevo – klasické umístění, vpravo – alternativní předozadní umístění.

Podaný výboj prochází přes hrudník většinou od apikální<sup>2</sup> ke sternové<sup>3</sup> elektrodě během 10 — 12 ms. Úspěšnost podaného výboje je vyjádřena velikostí proudu procházejícího přes myokard. Musí být dostatečně velký, aby vyvolal depolarizaci membrány, vznik a šíření vzruchu. Hodnota proudu je ovlivňována impedancí hrudníku a nastavením přístroje. Pokud není dodáno dostatečné množství energie, nemůže být myokard kompletně depolarizován a následně vrácen do normálního rytmu.

Intenzita defibrilačního výboje je udávána v joulech [J]. U takto zadané jednotky energie je třeba si uvědomit, že pro úspěšnou defibrilaci není podstatná hodnota energie, ale velikost hodnoty elektrického proudu procházejícím myokardem. Jedná se totiž o impedanci kůže, která prodlouží dobu průchodu proudu kůží a tedy i hodnotu proudu procházejícího myokardem při stejné hodnotě energie.

$$E = I \cdot U \cdot t \quad I = U/R \quad (1)$$

*Vztah mezi velikostmi proudu a energie, kde*

*E = Energie v J, I = proud v A, U = napětí ve V, t = čas v sekundách, R = impedance kůže v  $\Omega$*

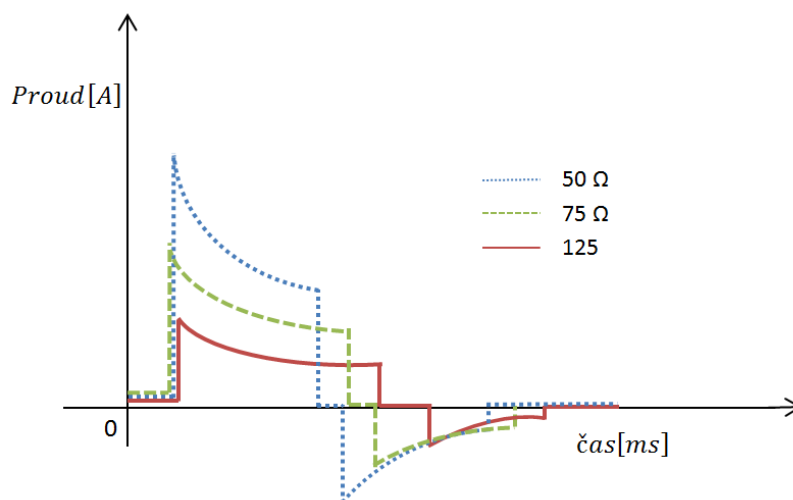
Pro úspěšnou defibrilaci musí být překonána impedance kůže. Tuto impedanci lze namodelovat jako paralelní RC obvod, kde R představuje impedanci kůže a C její permitivitu. Proto je

<sup>1</sup> Maligní arytmie – život ohrožující arytmie

<sup>2</sup> Apikální elektroda – elektroda ležící nad hrotem srdce

<sup>3</sup> Sternová elektroda – elektroda ležící na hrudní kosti

zde také nutnost použití střídavého proudu, jelikož při stejnosměrném proudu se kondenzátor chová jako odpojený obvod. Tato hodnota impedance se mění v závislosti na jedinci od 70 do 90  $\Omega$ . Mohou se ovšem vyskytovat i hodnoty okolo 25 nebo 180  $\Omega$ . Čím větší je hodnota odporu, tím déle proud protéká a tudíž se snižuje hodnota nárazového proudu, který je při defibrilaci do jedince dodáván a s ním i úspěšnost výboje. Na snížení hrudního odporu má velký vliv např. tlak defibrilačních pádel na hrudník, použití gelových elektrod a jejich velikost. Naopak zvýšení impedance může ovlivňovat např.: pocení pacienta, ochlupení a špatně přiložené defibrilační pádla.

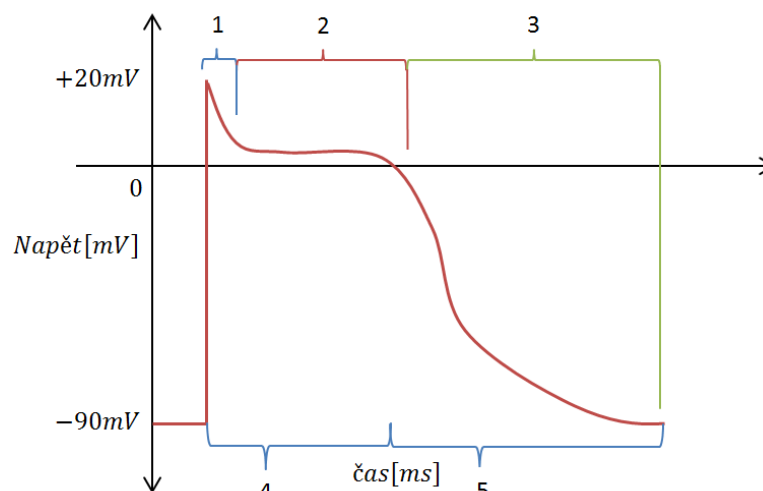


**Obrázek 2 – Závislost průběhu bifázického impulsu na velikosti impedance**

Defibrilátor samotný funguje na principu akumulace energie na kondenzátoru a jeho následném vybití přes cívku s přítomností dalších součástek upravujících průběh impulsu. K jeho nabití slouží externí zdroj, případně baterie. Tento zdroj napájí generátor napětí nebo proudu a může se jednat o veřejně dostupné zdroje, např. zásuvky o 110 V nebo 220 V při 60 Hz nebo 50 Hz. Po generátoru se dále nachází vybíjecí obvod, který je zaměřován s pacientem, jakožto zátěží pro obvod. Optimálně obsahuje také monitor, manuální ovládání a prvek pro synchronizaci. [10]

### 1.2.4 Elektrický buněčný princip

Myocyty jsou hlavní buněčnou stavební jednotkou srdečního svalu. Během jednoho pulzu procházejí čtyřmi stádii, která jsou definována jejich membránovým napětím. Membránové napětí v klidovém stavu má hodnotu od -70 až -90 mV. Při podráždění, respektive změnou hodnoty klidového membránového napětí na tzv. prahovou hodnotu se spustí akční membránový potenciál. Tento jev probíhá ve čtyřech fázích. Nejprve nastává fáze depolarizace (obrázek 3. část 1) způsobena otevřením  $\text{Na}^+$  kanálu. Nastává vytékání sodíkových iontů ven z buňky a zvyšování membránového napětí. Následuje transpolarizace (obrázek 3. část 1), při které se  $\text{Na}^+$  kanály uzavřou a otevřou se rychlé kanály pro  $\text{K}^+$  proudící ven z buňky, přičemž se membránové napětí vyzdvihne na hodnotu +20 mV.



**Obrázek 3 – Akční potenciál buňky myokardu během jednoho pulsu.**  
Vyznačené jednotlivé fáze a refrakterní doby. Depolarizace a transpolarizace (1), fáze plátó (2), repolarizace s následnou hyperpolarizací (3), absolutní refrakterní fáze (4), relativní refrakterní fáze (5)

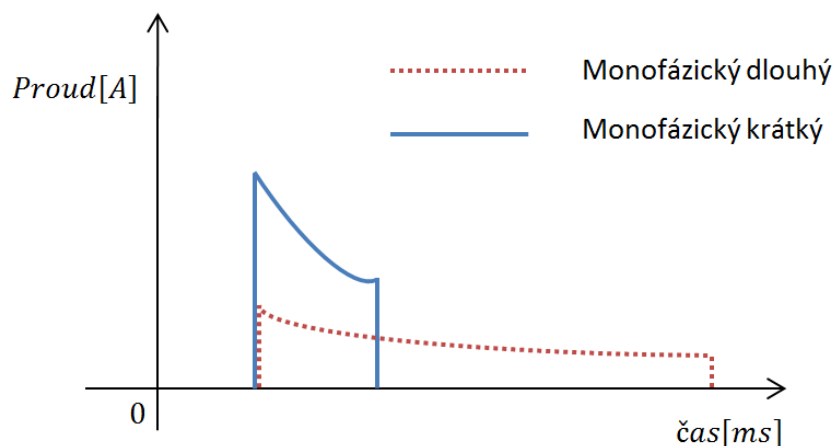
Pokračuje fáze plátó (obrázek 3. část 2), při které se otevírají pomalé  $\text{Ca}^{2+}$  kanály a vápníkové kationty tečou dovnitř buňky a tím zpomalí fázi repolarizace. Fáze plátó se vyskytuje pouze u buněk myokardu. Slouží k prodloužení absolutní refrakterní fáze, aby nemohlo dojít během této doby k dalšímu akčnímu potenciálu. Toto prodloužení bývá od 250 – 300 ms. Během následující fáze repolarizace s postupnou fází hyperpolarizací (obrázek 3. část 3) se uzavřou vápníkové kanály a stále vytékající draslíkové ionty vrací membránové napětí do své klidové hodnoty. Časový slet tohoto děje je rozdělen do dvou částí, a to na absolutní a relativní refrakterní fázi. Absolutní refrakterní fáze probíhá během depolarizace, transpolarizace a fáze plátó. Délka absolutní fáze se pohybuje okolo 250 ms. Během této fáze není možné žádným stimulem opět vyvolat akční potenciál. Srdeční sval si tímto zajišťuje nutný čas na relaxaci svaloviny, chrání se proti vysoké frekvenci kontrakcí a zamezuje tímto jeho poškození. Relativní refrakterní fáze probíhá 100 ms během fáze repolarizace a hyperpolarizace. V průběhu této doby lze vyvolat další akční potenciál pouze nadprahovým podmětem.

Princip defibrilace tedy spočívá v cílené změně klidového membránového potenciálu na prahovou hodnotu, od které se rozvíjí akční potenciál a dochází k celkové depolarizaci. Při úspěchu dochází k obnovení srdečního rytmu. [4]

### 1.3 Typy impulsu

Defibrilační výboje se dělí podle počtu fází na monofázické, bifázické, případně i trifázické a další, které patří již do kategorie polyfázických. Definují se jako průběh proudu v čase, přičemž na svislé ose je hodnota proudu v ampérech a na vodorovné ose je čas v milisekundách. Je dokázáno, že tvar impulsů má velký vliv na úspěšnost defibrilace. [12]

Impulsy mohou být také charakterizovány počáteční a koncovou hodnotou napětí, délkou trvání a tzv. tiltem<sup>4</sup>, případně sklonem. Jedná se o procentuální vyjádření, o kolik se sníží počáteční hodnota proudu vůči hodnotě finální. Právě tento náklon má velký vliv na efektivitu defibrilace. Optimální náklon je momentálně 50 % — 80 %.



Obrázek 4 – Závislost kapacity na době trvání impulsu

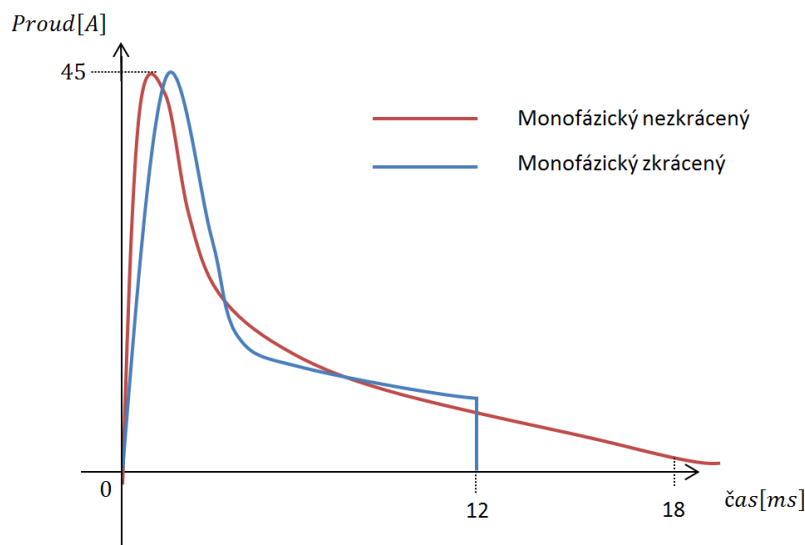
Dva impulsy různého tvaru o stejné energii mohou mít rozdílné vlastnosti. Jsou ovlivněny velikostí kapacity kondenzátoru defibrilátoru a počátečním napětím. Pokud je velké počáteční napětí s malou kapacitou kondenzátoru, tak má impuls velice krátkou dobu trvání. Naopak je tomu s malým počátečním napětím a velkou kapacitou kondenzátoru. Ideální impuls lze tedy namodelovat kombinací vhodné hodnoty kondenzátoru a velikosti počátečního napětí.[4]

### 1.3.1 Zkrácené impulsy

Zkrácené impulsy zvané také “truncated” mohou být jak monofázické, tak bifázické. Jelikož jsou koncové části impulsů už za hranicí 10ms trvání a dochází k refibrilaci<sup>5</sup>, byly vytvořeny právě zkrácené impulsy, které v daný čas skokem mění svou energetickou hodnotu na nulu. Použití tohoto impulsu se stalo důležitým z důvodu zjištění závislosti délky trvání impulsu na efektivitě defibrilace.[5]

<sup>4</sup> Tilt – Náklon

<sup>5</sup> Refibrilace – Jestliže je impuls dostatečně dlouhý a dochází během jeho trvání současně k dalšímu impulsu.

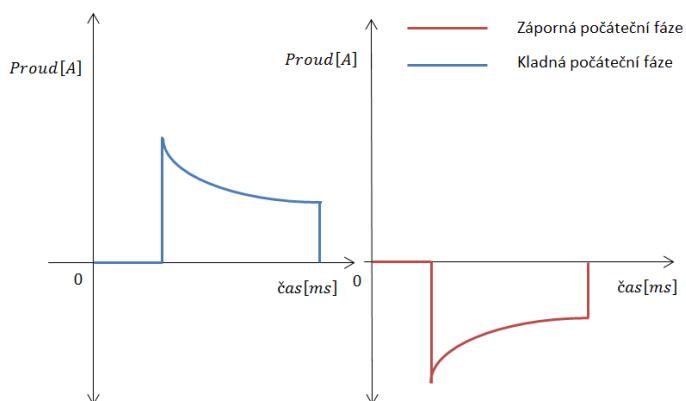


Obrázek 5 – Vizualizace monofázického tlumeného impulsu  
Monofázický tlumený impuls značen červeně a zkrácený monofázický impuls znázorněn modře

### 1.3.2 Monofázické impulsy

Monofázický impuls se vyznačuje tokem proudu pouze jedním směrem. Jak již název napovídá, prochází jenom jednou fází, tudíž průběh se vyskytuje pouze v kladných nebo pouze v záporných hodnotách.

U monofázických impulsů není možné brát ohled na impedanci člověka. Obecně platí, že při podání monofázických výbojů je použita jako počáteční hodnota 360 J (maximální hodnota), aby se zajistila co největší hodnota průchozího proudu. V případě neúspěchu se tento výboj o stejné hodnotě opakuje. Dochází tedy k nadbytečnému zatížení srdce. Monofázické výboje jsou dvojího typu. První je ve tvaru tlumené sinusové vlny, která postupně klesá k nule. Druhý méně častý typ zobrazuje vlnu seříznuté exponenciální vlny, která je před dosažením nuly náhle ukončena. Trvání monofázického impulsu trvá okolo 10 — 18 ms. [1][10]



Obrázek 6 – Seříznutý exponenciální monofázický impuls  
Vlevo s kladnou počáteční fází, vpravo se zápornou počáteční fází.



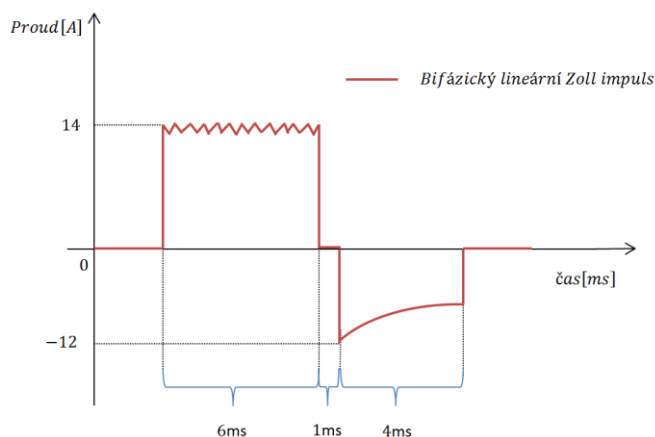
## 1.3.3 Bifázické impulsy

Bifázické impulsy jsou aktuálně používanější, jelikož jejich menší prahová hodnota akčního potenciálu napomáhá snížení energie potřebné k výboji. Oproti monofázickému výboji bifázický výboj prochází přes srdce dvěma směry. Celá doba impulsů je rozdělena na dvě části. Během první části intervalu prochází proud od jedné elektrody přes srdce k druhé. Následně po dobu druhé části intervalu teče zpět. Na grafickém zobrazení se to samozřejmě zobrazí jako změna hodnot z kladných do záporných a naopak. Největší objevená výhoda u bifázických impulsů je zachování stejné účinnosti při použití poloviční energie.

Tímto faktem se také snižuje riziko popálenin při výboji, poškození srdečního svalu a jiných poranění. Doba impulsu se může měnit, ale nejčastěji využívanou délkou je 10 ms s rozdělením fází 60:40 % s určitou krátkou časovou mezerou mezi impulsy. Na rozdíl od monofázických impulsů se podává prvotní výboj okolo 150 J se stupňující tendencí každým dalším výbojem až na 360 J. [1][10]

## 1.3.4 Modified Zoll<sup>6</sup>

Typ impulsu s elektronicky řízeným bifázickým impulsem. Vyjadřuje se první vlnou téměř konstantní, během které se přizpůsobuje určitému pacientovi. Právě kvůli této první vlně impedance může nerozhoduje o kvalitě průchozího proudu.[13]



Obrázek 7 – Bifázický Zoll impuls

## 1.3.5 Polarita impulsu

U defibrilačních impulsů je polarita důležitou veličinou ovlivňující efektivitu defibrilace. U bifázických impulsů není tato efektivita zcela jednotná. Některé studie prokazují ovlivnění defibrilace, jiné toto nepotvrzují. Všechny studie se však shodují ve tvrzení, že první fáze je efektivnější při umístění anody (+) jako pravé komorové elektrody. Toto je využitelné hlavně u kardiostimulátorů a interní defibrilace.

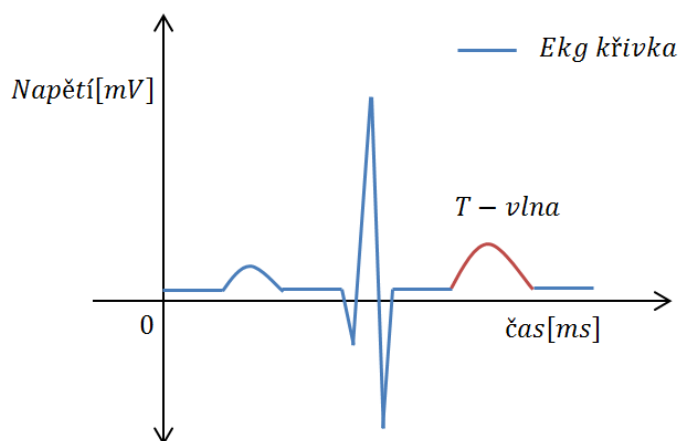
<sup>6</sup> <http://www.zoll.com/>

## 1.4 Parametry výboje

Základními parametry impulsů jsou dodaná energie, kapacita kondenzátoru, délka trvání, hodnota napětí a hodnota proudu. Optimální impuls můžeme definovat jako impuls, který co nejméně morfologicky a funkčně poškozuje srdeční sval a přitom dokáže účinně defibrilovat.

### 1.4.1 Hranice zranitelnosti

Důležitou veličinou při definování impulsů je hranice zranitelnosti<sup>7</sup>. Jedná se o hodnotu energie nutnou k dodání při výboji, aby se po výboji nevyvinula následná komorová fibrilace. Minimální hodnoty této hranice se vyskytují pro monofázické impulsy 6V/cm a 4V/cm u bifázických impulsů. Tyto minimální hodnoty také mohou způsobit fibrilaci komor, ale pouze v tzv. zranitelném intervalu, který se vyskytuje během T vlny EKG křivky. Z tohoto důvodu je ideální energetický impuls, který je zároveň nad hranicí zranitelnosti a prahovou hodnotou akčního potenciálu. Naopak příliš velké energetické impulsy mohou způsobit nechtěné protržení buněčných membrán. [4]



Obrázek 8 – Zobrazení místa hranice zranitelnosti na EKG křivce  
Nachází se během působení T-vlny(červeně).

### 1.4.2 Morfologické a funkční poškození srdečního svalu

Aktuálně nebylo účinkům defibrilačního výboje na buňky myokardu úplně porozuměno. Jedná se o to, že extracelulární a intracelulární prostory vykazují odlišné elektrické vlastnosti než membrána, která je spojuje. Přes mapovací studie byl potvrzen fakt, že buňky myokardu během defibrilace blíže anodě začínají být hyperpolarizované, zatímco buňky blízko katodě depolarizované. [1]

<sup>7</sup> level of vulnerability

## 2 Rešerše

Rešerše se zabývá zjištěním aktuální situace zkoumaných typů impulsů, porovnávání jejich efektivity a účinnosti z pohledu na úspěšnost defibrilace a zároveň poškození srdečního svalu. Jedná se o monofázické, bifázické a polyfázické typy impulsů, o závislost délky trvání impulsů na impedanci kůže a v neposlední řadě závislost a účinnost sklonu fáze impulsu tzv. tiltu na efektivitě defibrilace.

**Název:** Digital simulating a wave shape of current impulses appering on the heart during defibrillation

**Autor:** Nagel, J a William M Smith

**Publikováno:** Engineering in Medicine and Biology Society 1991

Z první části vyplývá, že pro aplikování defibrilace pro srdeční arytmie je nutná synchronizace impulsů s R - vrcholy a daného výboje. Defibrilace se provádí poté okamžitě za R - vlnou, jelikož v případě vniknutí impulsu na slabém místě se zvyšuje možnost vzniku nechtěné fibrilace.

Druhá část se zaměřuje na testování impulsů na impedančním modelu lidského těla. Dokonalý model nebylo možné sestavit, protože je závislý na věku, pohlaví, teplotě, vlhkosti a dalších faktorech. Testování bylo zaměřeno především na efektivitu pozic elektrod a impedance kůže, která značně ovlivňuje tvar impulsu a musí se s ní při testování počítat. Impedance kůže činí okolo  $10 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ , když je povrch elektrod přibližně  $80 \text{ cm}^2$  vychází impedance přibližně  $1000 \mu\text{F}$ , které je třeba brát v úvahu u kapacit zapojeného defibrilátoru.[9]

Starší článek obsahuje základní informace nápomocné k pochopení problematiky defibrilačních impulsů. Byla v něm zjištěna větší účinnost elektrod v pozici na hrudníku z důvodu většího průchozího proudu srdcem. Nezanedbatelným poznatkem článku je, že napětí mezi elektrodami defibrilátoru se značně liší v závislosti na impedanci kůže.

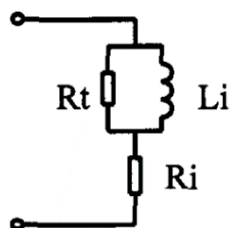
**Název:** Defibrillation impedance: Including an inductive element

**Autor:** Engineers, institute of Electrical and Electronics

**Publikováno:** Cambridge, Massachusetts, 2000

Článek vysvětluje modelování impedance kůže člověka při defibrilaci. Tento parametr ovlivňuje efektivitu defibrilace. Tato impedance je většinou zobrazována ekvivalentním obvodem nebo vysvětlována jako poměr proudu a napětí během výboje.

Pro zjištění, který ekvivalentní obvod impedance defibrilace je nejvhodnější, se používal obdélníkový tvar signálu. Byl testován nárůst a změna proudového tvaru impulsu pomocí různých funkcí. Jednalo se o funkci lineární, exponenciální, exponenciální se třemi parametry a tzv. čistý rezistor, který zohledňoval poměr napětí ke střední hodnotě proudu během 0,3 ms až 0,32 ms během první fáze.[3]



Obrázek 9 – R/RL Model

Ve finální fázi se jako nejúčinnější prokázala exponenciální funkce se třemi parametry ovlivňující proudový průběh impulsů. Jedná se o R/RL model, který je vyobrazen na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Časová konstanta zapojení je v intervalu 0,55 ms — 0,84 ms, což yjadřuje většinu změn dějících se během prvních milisekund výboje. Předpokladem bylo, že tento mechanismus induktivní impedance pravděpodobně souvisí s nárůstem vodivosti tkáně během silno-proudových výbojů. Tudíž v konečném výsledku se tedy projevil jako nejlepší obvod zobrazující impedanci s induktivními a rezistentními elementy. Nejsou vhodné elementy kapacitní.

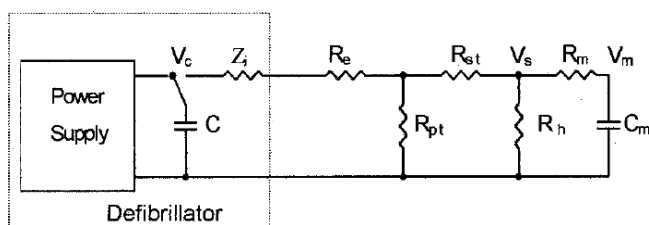
**Název:** Modeling transhoracic defibrillation waveform

**Autor:** Krasteva, V., A. Cansell a I. Daskalov

**Publikováno:** Journal of Medical Engineering, 2000

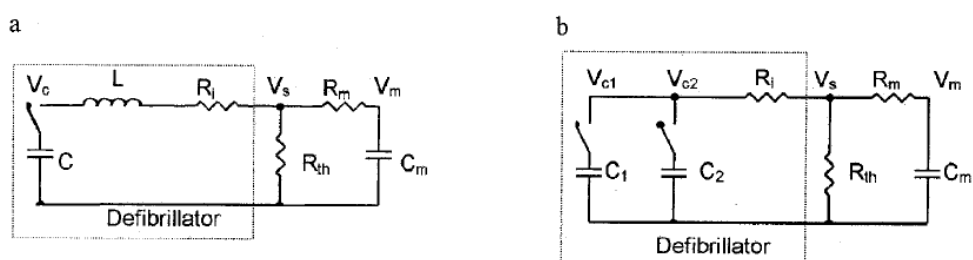
Článek popisující problematiku a testování defibrilačních impulsů se zaměřením na technické sestavení defibrilátoru. Obsahuje informace o prvotních defibrilátorech se střídavým proudem o frekvenci 50 až 60 Hz, které byly oprávněně zrušeny kvůli jejich velké konstrukci a navíc pravděpodobné arytmii, vzniklé po výboji. Naopak defibrilátory využívající přímého vybití kondenzátoru jsou mnohem lehčí a kompaktnější. Ukázalo se, že u nástupné hrany je podezření na poranění myokardu. Proto se vyvinulo vyhlazování tohoto impulsu přidáním série cívek a takto vznikl standardní defibrilátor s monofázovým tlumeným sinusovým průběhem s maximální uloženou energií 360 J. V porovnání s tlumenými sinusovými bifázovými impulsy, které by mohly být použity, ale jejich maximální úložná výbojová energie je pouze 190 J.

$$R_{th} = R_e + \frac{R_{pt}(R_{st} + R_h)}{R_{pt} + R_{st} + R_h} \quad (2)$$



Obrázek 10 – Obecný model defibrilátoru

Ve druhé části článku bylo sestavení schématu defibrilace společně s pacientem. Byly brány ohledy na veškeré parametry, a to  $V_c$  jakožto výbojová energie uložena v kondenzátoru, poté  $Z_i$  představující vnitřní odpor a  $R_e$  označující odpor povrchu elektrod. Několik sériově, nebo paralelně zapojených rezistorů reprezentující rezistentní části hrudníku označovány jako  $R_{st}$  a  $R_{pt}$ . Odpor srdeční tkáně  $R_h$  a impedance srdečních buněk  $Z_m$  jsou taktéž nezbytnou součástí. Poslední část schématu je časová konstanta výboje modelována sítí  $R_m C_m$ . Celé popsané schéma je možné vidět na obrázku č. 3.



**Obrázek 11 – Modely tlumených sinusových (a) a bifázových impulsů (b)**

Takto vytvořené schéma se zjednodušilo. Všechny dílčí rezistence byly vyjádřeny pomocí jednoho odporu vztahem (2). Zmíněný konečný odpor byl v intervalu 40 — 120  $\Omega$ . Avšak standardní hodnota byla 50  $\Omega$ .

Zjednodušené schéma z obrázek 11 vyjadřuje dvě možnosti. Možnost *a* modeluje tlumený sinusový signál. Varianta *b* reprezentuje bifázový defibrilační impuls.[8]

Kromě výsledného schématu standardní defibrilace testovali také tvary impulsů v závislosti na parametrech polarizací fází, poměru jejich trvání, amplitudy fází apod. Výsledky přinesly velké srovnání tvaru impulsů. Testování vedlo ke zjištění optimálního tvaru defibrilačního impulsu. Při vývoji je třeba brát ohled na odlišnost časové konstanty srdečních buněk.

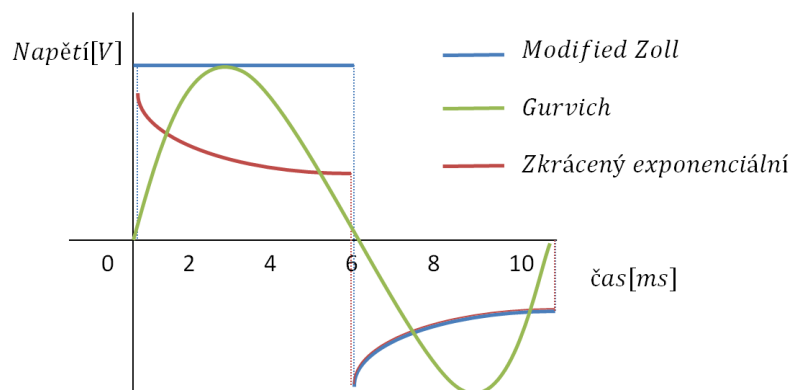
**Název:** Comparison of three biphasic defibrillation waveforms: Gurvich waveform is more efficient

**Autor:** Conference proceedings,

**Publikováno:** Piscataway, 2002

V době vydání článku již bylo zjištěno, že bifázové průběhy jsou efektivnější, než monofázové z důvodu menší úrovně DFT<sup>8</sup>. DFT představuje napětíovou úroveň, kterou je třeba dosáhnout, aby následovala depolarizace buněk myokardu. Další výhodou je v menším riziku výbojového poškození srdce, nicméně nebyl zjištěn ideální tvar tohoto impulsu, proto se článek zaměřuje zejména na porovnání tří morfologicky různých bifázových průběhů a zjištění jejich efektivity při defibrilaci. Zároveň bifázové impulsy obsahují mnoho parametrů, které mohou kvalitu defibrilace ovlivnit. Jedná se například o hodnotu sklonu, polaritu výboje, poměr trvání fází a další.

<sup>8</sup> Defibrillation threshold



**Obrázek 12 – Znázornění tří různých testovaných impulsů**

Z obrázku je patrné trvání fází vždy 6ms a 4ms a poměr maximálního výboje je u dvou fází 1:0,75. Z čehož vyplývá, že efektivita impulsů se v tomto případě bude vyhodnocovat pouze z hodnoty DFT, která ve výsledku odpovídá hodnotám 0,34 J a 0,32 J u Modified Zoll<sup>9</sup> a Truncated Exponential<sup>10</sup> impulsu. Nejefektivnější hodnota DFT vyšla právě u Gurvichova impulsu a to 0,25 J.[12]

Nejvýhodnější tvar defibrilačního impulsu z hlediska úrovně DFT je tvar sinusový. Jedná se o bifázový impuls s velkou řadou nastavitelných parametrů ke zlepšení účinnosti defibrilaci v porovnání s monofázovým impulsem.

**Název:** Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms for transthoracic defibrillation: Experimental studies

**Autor:** Zhang, Y., Ramabadran, R.S., Boddicker, K.A., Bawaney, I., Davies, L.R., Zimmerman, M.B., Wuthrich, S., Jones, J.L. & Kerber

**Publikováno:** Journal of the American College of Cardiology, 2003

Experimentální studie popisující výhody třífázových impulsů oproti dvoufázovým. Jedná se o impuls složený ze tří fází, přičemž prostřední fáze má vždy opačnou polaritu než sousedící. Tento impuls způsobuje redukci DFT a zároveň zmírňuje šok vyvolaný dysfunkcí myokardu. Tyto tři fáze pojmenovali podle jejich funkce. První fáze je označována jako tzv. „stabilizující před impuls“ druhá jako „defibrilační“ a poslední „léčivý post impuls“.

Testování a porovnání dvojfázového oproti trojfázovému impulsu probíhalo ve změnách parametru. Byly testovány dva stavy, kdy v první stavu mají oba impulsy stejnou dobu trvání, ale liší se energetická hodnota a v druhém stavu mají stejnou energetickou hodnotu, ale liší se v době trvání.[16]

<sup>9</sup> Modified Zoll – Elektricky řízený bifázický impuls s první konstantní vlnou. [1.3.4]

<sup>10</sup> Truncated exponencial – exponenciální impuls, který kvůli svému dlouhému trvání mění na svém konci skokově hodnotu do nuly.

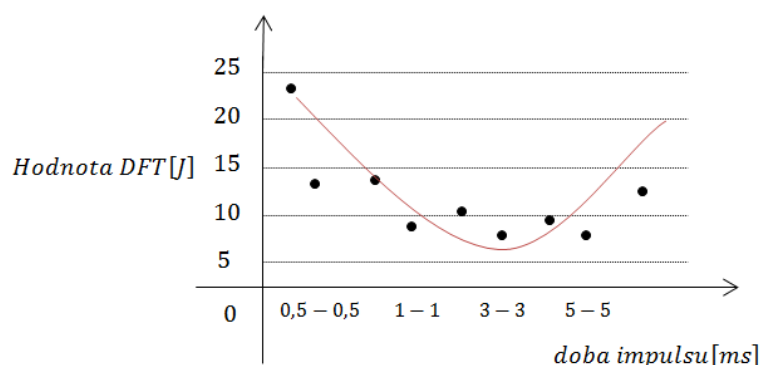
Výsledky ve variantě se stejnou dobou trvání, ale rozdílnou energetickou hodnotou impulsů vyšly efektivněji. Třífázový impuls vykazoval výrazně větší pravděpodobnost úspěšného výboje při energetických hodnotách v intervalu menším než 40 J. Tato schopnost byla prokázána také při hodnotách od 40 J do 50 J a také v intervalu 50 J do 65 J. Naopak v intervalu hodnot od 65 J se nijak zvlášť pravděpodobná úspěšnost výbojů u obou stavů impulsů od sebe nelišila.

**Název:** Decreasing the defibrillation energy by optimizing the pulse duration of electrical shock

**Autor:** The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering

**Publikováno:** Piscataway, 2008

Tato studie z roku 2008 zkoumala snížení hodnoty DFT pomocí optimalizování doby působení impulsu. Problém optimalizace spočívá ve vysoko-energetické defibrilaci. Je velice účinná v léčení komorové fibrilace nebo tachykardie, protože právě tyto dvě maligní arytmie vedou bez léčení k téměř jisté smrti. Nevýhodou vysoko-energetické defibrilace je vysoké riziko poškození kůže pod elektrodami a svalů myokardu. Proto je významný výzkum nízko – energetické defibrilace.



Obrázek 13 – Graf závislosti DFT na délce impulsu

Faktory ovlivňující DFT jsou tvar průběhu signálu, defibrilační impedance<sup>11</sup> a velikost, tvar a umístění defibrilačních elektrod. Vědci se zaměřili na první část, a to zkoumání tvaru průběhu impulsů při změně velikosti DFT v závislosti na době trvání impulsu, závislost změny doby mezi první a druhou fází impulsu a zda dva bifázové impulsy za sebou ovlivní úroveň DFT. Po testech se změnou trvání impulsu od 0,1 - 0,5 ms vytvořil graf vykazující úroveň DFT. Testovací doba mezi impulsy byla nastavena od 0,3 - 10 ms. Testy ukazují, že úroveň DFT se zvedá u impulsů od sebe fázově vzdálených déle než 0,3 ms. Testy dvou bifázových impulsů probíhaly v rozmezích časového zpoždění 10 ms, 20 ms nebo 50 ms od sebe. Výsledky neukázaly žádné pozitivní změny ve snížení DFT. [14]

- Trvání impulsu ovlivňuje hodnotu DFT.
- Hodnota DFT může být snížena optimalizací právě dobou trvání impulsů.

<sup>11</sup> Defibrilační impedance – Hodnota označující impedanci hrudníku, kterou musí proud při defibrilaci překonat.

- DFT narůstá, když hodnota intervalu mezi první a druhou fází impulsu roste při hodnotách větších než 0,3 ms, respektive druhá fáze není účinná, pokud nastane příliš pozdě.
- Dva a více impulsů za sebou nejsou účinné ve snižování hodnoty DFT. Naopak při dlouhé pauze mezi impulsy se hodnota DFT zvyšuje. S tímto nárůstem se také zvyšuje riziko poškození lidského těla.

**Název:** Waveform optimization for internal cardioversion of atrial fibrillation

**Autor:** Kodoth, Vivek, Noel C. Castro, Ben M. Glover, Jim M. Anderson, Omar J. Escalona, Ernest Lau a Ganesh Manoharan

**Publikováno:** Journal of Electrocardiology, 2011

Článek se zabývá optimalizací a porovnání efektivity mezi low-tilt<sup>12</sup> monofázového a bifázového impulsu u interní defibrilace. Byly testovány impulsy o délce 12 ms s napětím od 50 V do 300 V. Studie se zaměřuje na redukování komorové fibrilace. Úspěch těchto impulsů se hodnotil následujícím postupem - pokud se navrátil sinusový rytmus do 30 sekund, byl impuls označen za úspěšný.

Výsledky prokázaly zvýšení efektivity bifázového low-tilt impulsu oproti monofázovému low-tilt impulsu. Tilt je rozdíl počátečního a koncového napětí vyjádřeného v procentech. Přičemž low-tilt má tento rozdíl minimální. Rozdíl mezi standardním a low-tilt bifázovým impulsem je vyobrazen na obrázku 15. Z 30ti pacientů, kteří byli náhodně rozděleni na 15 a 15 ke každému typu zkoumaného impulsu, 46% vykazovalo úspěšnost bifázového impulsu a pouhých 6% monofázového impulsu. Z těchto výsledků vyplývá značná rozdílnost efektivity. [6]

**Název:** Ascending-Ramp Biphasic Waveform Has a Lower Defibrillation Threshold and Release Less Troponin I Than a Truncated Exponential Biphasic Waveform

**Autor:** Huang, J., G. P. Walcott, R. B. RUSE, S. J. BOHANAN, C. R. KILLINGSWORTH a R. E. IDEKER

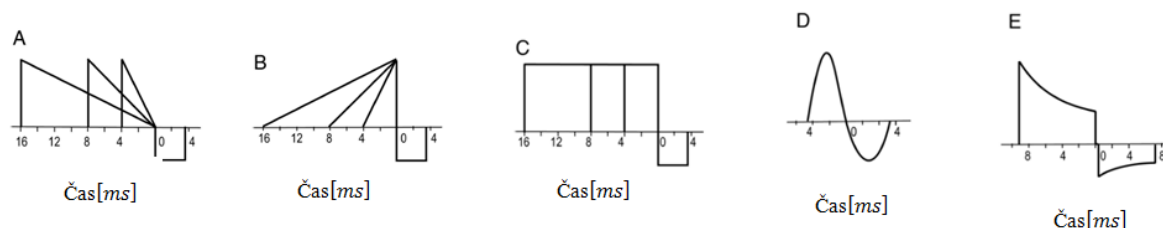
**Publikováno:** Journal of Electrocardiology, 2011

Tato studie je zaměřená na efektivitu 11ti druhů defibrilačních impulsů. Bylo zkoumáno, zda je efektivnější první vzestupná, nebo sestupná fáze vzhledem k DFT a jaké je možné poškození srdce při vysoko energetických defibrilacích. K testování všech impulsů byly použity prasata, jejichž srdce je svou fyziologií, anatomií a stavbou nejpodobnější lidskému.

---

<sup>12</sup> Low-tilt – Během průběhu impulsu se v dané fázi se napěťová úroveň sníží jen málo, oproti standardním impulsům je tento pokles až 9x nižší.[2.9]





Obrázek 14 – 11 testovaných impulsů

Po otestování daných impulsů se potvrdilo, že první vzestupná fáze vykazuje nejmenší hodnotu DFT. Sestupné fáze se k defibrilaci nedoporučují. Z výsledku této studie se také potvrdilo, že tvar, maximální hodnota napětí a energie defibrilačního průběhu mají významný vliv na poškození srdce způsobeného defibrilačním výbojem. Ověřil se fakt u defibrilačních výbojů, že výboj o energii větší než 9 J způsobuje hemodynamické<sup>13</sup> potíže a možnou nekrózu. [5]

Jelikož se jedná o jednu z nejaktuálnějších studií, a to z roku 2012, výsledky z ní se dají považovat za momentální. Bylo zjištěno, že vzestupné fáze impulsů mají malé DTF a bifázové signály vykazují možné malé poškození srdce. Nastává jediná možná kombinace a to bifázový impuls s nástupnou počáteční fází.

**Název:** Low-tilt monophasic and biphasic waveforms compared with standard biphasic waveforms in the transvenous defibrillation of ventricular fibrillation

**Autor:** Bennett, Johan R., Karen M. Darragh, Simon J. Walsh, Desmond J. Aallen, Michael Scott, Michael Stevenson, Jennifer A.A. Aadgey, John M.C.J. Anderson a Ganesh Manoharan

**Publikováno:** 2014

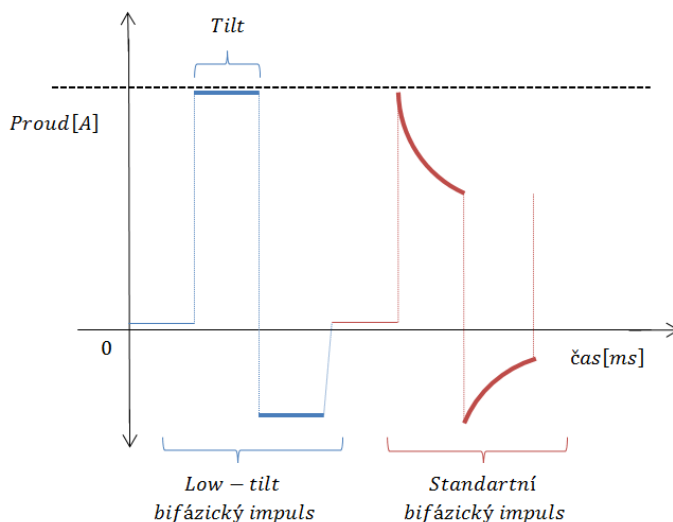
Studie z května roku 2014 testující tzv. low-tilt impulsy, které představují impulsy s malým sklonem. Tento rozdíl je možné vidět na obrázku níže. Již v minulých výzkumech bylo testováno snižování energetické defibrilace pomocí doby průběhu impulsů a jiných parametrů, ale nebyly testovány právě sklony impulsů.

Testování probíhalo ve třech fázích. První fáze obsahovala testování monofázových impulsů o různé délce trvání (5 ms, 7 ms, 10 ms, 12 ms) a na každou délku bylo použito různé napětí (350 V, 400 V, 450 V, 500 V). Druhá fáze zkoušela bifázové impulsy o délkách (3,5:3,5 ms, 5:5 ms, 6:6 ms, 8:6 ms) opět s napětím z první fáze. Třetí fáze byla kombinací prvních dvou fází. Impuls vždy trval 12 ms. Při bifázovém impulsu se doba rozdělila buď na 6/6 nebo 8/4 milisekund.[2]

$$tilt = \frac{V_{počat} - V_{finál}}{V_{počat}} \cdot 100 \quad (3)$$

Vztah k výpočtu procentuální tiltu

<sup>13</sup> Hemodynamické potíže – potíže s cirkulací krve



**Obrázek 15 – Rozdíl mezi standartním a low-tilt bifázickým impulsem**

Z první fáze testování, která obsahovala průběh low-tilt monofázického impulsu měl největší úspěšnost impuls o trvání 12 ms a napětí 500 V. Tato úspěšnost činí 88 %. Pro srovnání třeba s impulsem stejného tvaru, ale o délce 10 ms a napětím 350 V činí tato hodnota 11 %. U druhé fáze, která obsahovala průběhy low-tilt bifázických impulsů s rozdílným poměrem trvání fází se jako nejefektivnější ukázal průběh o parametrech 8:4 ms a napětím 500 V. Hodnota úspěšnosti byla téměř 100 %. Ve třetí fázi se porovnávala rozdílnost efektivity standardních asymetrických bifázových impulsů s low-tilt impulsy. Úspěšnost LT impulsů je nesrovnatelně vyšší u všech hodnot napětí i doby průběhu.

Momentální impulsy mají tilt v rozmezí 50 – 65%, zkoumané impulsy měly tilt menší než 7 %, tudíž po této experimentální studii je možné tvrdit, že tzv. low-tilt bifázové impulsy jsou efektivnější než klasické bifázové impulsy.

## 2.1 Zhodnocení, výsledek, závěr rešerše

Z rešerše vyplývá, že aktuálně jsou jako nejefektivnější považovány a hodnoceny low-tilt bifázové impulsy. Také vyplynulo, že se vyvíjí optimální impuls pro všechny pacienty, protože každé lidské tělo se chová jako originál, avšak ve většině případů s podobnými ne-li stejnými atributy. Rešerše také ukazuje, že neexistuje žádný výukový nástroj, který by umožnil sledovat rozdílné účinnosti jednotlivých defibrilačních impulsů vzhledem k nastaveným parametrům.

### 3 Zpracování

Cílem bylo navrhnout program na simulování defibrilačních impulsů. Program, ve kterém je možné nastavení parametrů defibrilačního impulsu podle úsudku uživatele a jeho následnou aplikaci na různé typy srdečních arytmí. Aplikování defibrilačního impulsu by mělo přinést určitou zpětnou vazbu. Odezva se projeví ve formě komentáře, procentuální úspěšnosti defibrilace, nebo grafického srovnání navoleného impulsu s impulsem ideálním. Celý tento proces byl sestaven v modelovém prostředí LabVIEW.

#### 3.1 LabVIEW

Vývojové prostředí LabVIEW slouží přednostně k simulování a testování v reálném čase. Toto prostředí využívá principu grafického modelování. Prvotně byl LabVIEW vyvinut pro Apple Macintosh v roce 1986. Nyní je běžně využíván pro analýzu dat, kontrolu a automacii industriálních procesů. Výchozí jednotka LabVIEW je VI (Virtual Instruments), který se skládá ze dvou částí a to čelního panelu a blokového diagramu. Obě tyto části jsou propojené a navzájem se ovlivňují.

##### 3.1.1 Čelní panel

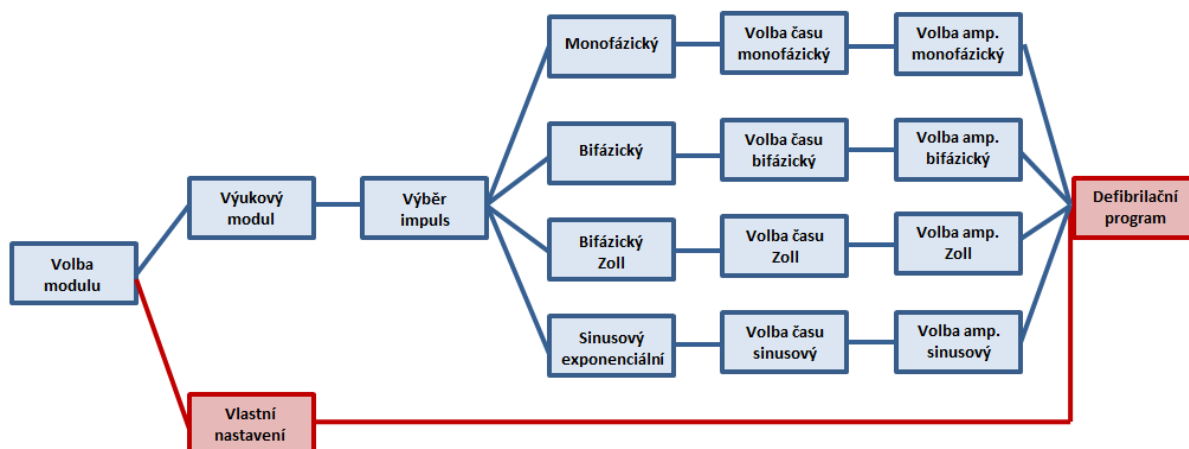
Jedná se o zobrazovací a řídicí část programu. Jak již popis napovídá, čelní panel obsahuje ovládací prvky, které řídí běh programu. Stejně tak prvky zobrazovací, nebo indikační, jako například různé diody, ovládací tlačítka odlišných typů, grafické a textové zobrazovače. Díky těmto prvkům si může uživatel měnit průběh programu v reálném čase s okamžitou změnou, odezvou.

##### 3.1.2 Blokový diagram

Druhá část VI je propojená s čelním panelem. Blokový diagram se skládá ze zastupujících prvků představující prvky z čelního panelu. S těmito prvky se nadále pracuje pomocí prvků matematických, signálových, grafických apod. Rozdíl mezi blokovým diagramem a čelním panelem je, že blokový diagram obsahuje veškeré prvky použité pro chod programu, tzv. celou jeho stavební strukturu. Čelní panel naopak pouze prvky, které určují grafickou stránku programu a jeho ovládání tzv. grafické uživatelské prostředí.

#### 3.2 Blokový diagram

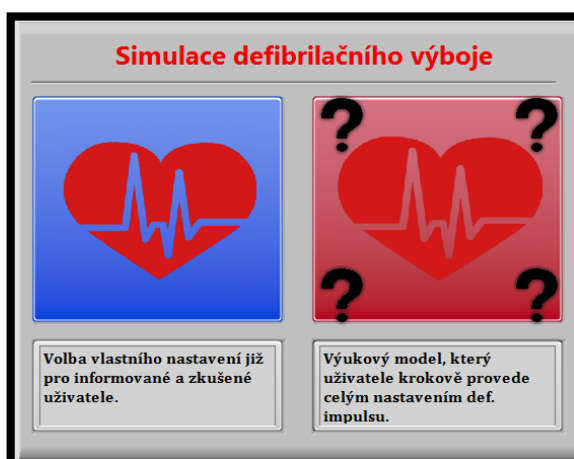
Blokový diagram simuluje krokově průchod uživatele celým programem a jeho možnostmi volby. Prvotně řeší otázku výběru modulu ze dvou možností. Možnost vlastního nastavení, kde uživatel přejde rovnou do defibrilačního hlavního programu. Druhá možnost nabízí možnost vzdělávacího průvodce přes dílčí části nastavení parametrů obohacené informačním průvodcem. Dílčí části se vždy vztahují k danému defibrilačnímu impulsu, který si uživatel volí přednostně.



Obrázek 16 – Blokový diagram programu

### 3.3 Volba uživatele

Při spuštění programu se primárně otevře VI s možností volby uživatele mezi dvěma odlišnými moduly. První modul, modul výukový, provede uživatele krokově veškerým nastavením defibrilačního impulsu postupným spouštěním VIs. Po dokončení nastavení hodnot defibrilačního impulsu aktuálně spuštěné VI přejde na spuštění posledního VI reprezentující hlavní část programu (dále jen hlavní program). V tomto hlavním programu je možnost aplikování nastavených hodnot během výukové části s následným zpětným komentářem, vizualizací defibrilace na průběhu srdečního rytmu. Je zde také možnost zobrazení defibrilačního impulsu a porovnání s impulsem ideálním. Uživatel po defibrilaci nastavených hodnot zůstává v hlavním programu a může hodnoty změnit a znovu defibrilační impuls aplikovat.

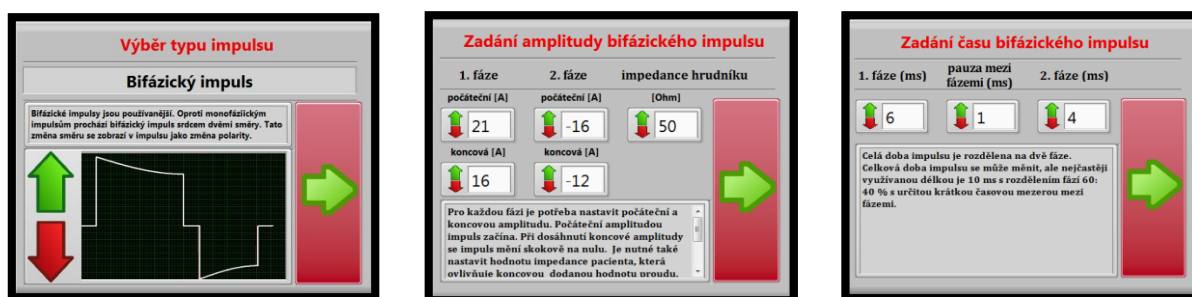


Obrázek 17 – První volba uživatelem – Vlastní nastavení/výukový modul

Po volbě druhého modulu, modulu vlastního nastavení, se uživatel dostane rovnou do hlavního programu bez jakéhokoli doporučení vhodných hodnot a komentářů. Poté si uživatel nastavuje veškeré možné parametry stejně jako po dokončení výukové části.

## 3.3.1 Výuková část

Výuková část provází uživatele nastavením defibrilačního impulsu a snaží se mu dopomoci k nastavení vhodného a úspěšného defibrilačního impulsu. Přesně tato část programu by měla napomoci zlepšit výuku studentů zabývajících se defibrilací celkově. Výuková část programu se skládá ze tří po sobě jdoucích bloků, přičemž každý blok se věnuje jiné části nastavení. Nastavování začíná blokem pro výběr typu impulsu, následuje blok nastavení času délky defibrilačního impulsu a jako poslední je blok pro nastavení jednotlivých počátečních a koncových amplitud. Každý blok uživatele informuje komentářem o tom, jaká hodnota pro zrovna určený defibrilační typ impulsu je vhodná a jaký to má důvod. Zvolené hodnoty se poté okamžitě zobrazí v následujícím hlavním programu.



Obrázek 18 – Volba parametrů uživatelem

## 3.3.2 Vlastní nastavení

Modul „vlastního nastavení“ při výběru uživatelem reprezentuje skok rovnou do hlavního programu, bez výukových rad. Při této volbě se předpokládá, že uživatel je již zkušený a má přehled o zadávajících hodnotách, jelikož v hlavním programu se mu dostane pouze zpětná vazba již proběhlé defibrilace a menší množství informací o srdečním průběhu a typu defibrilačního impulsu. O tomto předpokladu je uživatel informován přímo při volbě modulu.

## 3.4 Hlavní program – Grafické rozhraní

Grafické rozhraní je pro uživatele přehledně uspořádané. Je rozděleno na tři oblasti. Oblast pro volbu hodnot parametrů, zobrazovací oblast a oblast defibrilace, respektive oblast aplikování. Obsahuje především prvky pro ovládání chodu programu. Taktéž obsahuje prvky, do kterých uživatel zadává hodnoty parametrů, výběrové seznamy, grafické zobrazovače na průběh srdečního rytmu a porovnání tvaru defibrilačních impulsů a samozřejmě textové pole informující uživatele o průběhu defibrilace a obsahující částečné informace o tvaru defibrilačního impulsu. Většina použitých prvků je z kolekce Silver. Napříč tomu jsou prvky designově upraveny tak, aby k sobě veškeré prvky ladily.

## 3.4.1 Ovládací prvky

Tlačítka start, stop a pause jsou hlavními ovládacími prvky hlavního programu. Ačkoli program běží stále v reálném čase, je potřeba hlavní program předem spustit, pozastavit, případně pro ukončení úplně zastavit. Ovládací princip *while loop* efektu, který bude popsán v kapitole: struktura programu.



Obrázek 19 – Ovládací prvky programu

## 3.4.2 Část volení parametrů

Prvky pro volení hodnoty parametrů amplitudy a času pro jednotlivé fáze, impedance a tepu jsou z kategorie numeric. Kromě prvku pro volení hodnoty tepu, který je vytvořený formou otočného knoflíku, jsou ostatní prvky vytvořeny formou kontroloru. Hodnotu zde do nich můžeme jak vepsat, tak navolit pomocí přidavných tlačítek na boku tzv. incrementu a decrementu. Při jednom kliku se navolená hodnota sníží nebo zvýší o předem navolenou hodnotu. Tato rozdílová hodnota je nastavena u hodnot amplitudy a času na 0,1. U hodnot tepu a impedance se jedná o hodnotu 1.

Vedle kontrolorů pro hodnoty amplitudy jsou také indikátory, které nelze měnit. Pouze zobrazují hodnotu kompenzované amplitudy na základě hodnoty impedance. Právě s touto hodnotou se nadále pracuje v zobrazení a výpočtu impulsu.

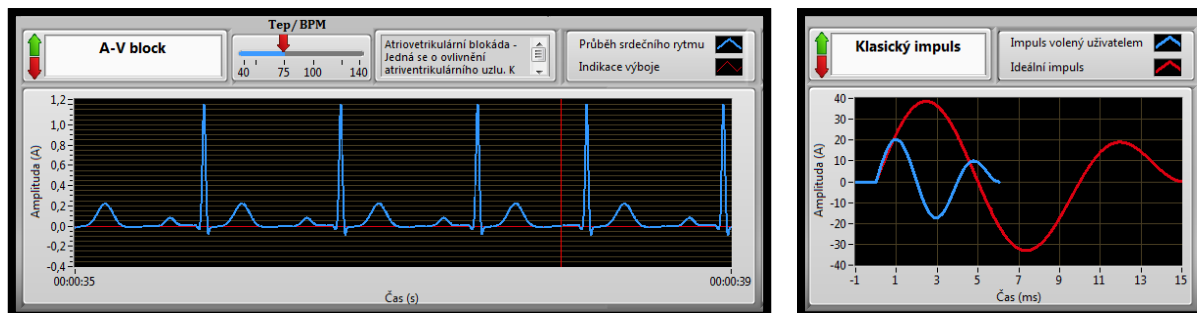
1. fáze		Impedance hrudníku	Pauza mezi fází	2. fáze	
Čas	6,0 ms	50	1 ms	Čas	4,0 ms
Max. amplituda	20,9 A	Kompenzované hodnoty		Max. amplituda	-16,1 A
Min. amplituda	15,7 A	20,9	-16,1	Min. amplituda	-12 A
		15,7	12,04		

Obrázek 20 – Prvky definující vstupní parametry

## 3.4.3 Graficky zobrazovací část

V hlavním programu zobrazujeme průběh srdečního rytmu v zobrazovacím prvku *waveform chart* a tvary impulsů jsou vyjádřeny pomocí *waveform graph*. Tyto dva prvky jsou od sebe odlišné stylem zobrazení. *Waveform graph* přijímá pole hodnot, které vykreslí jednou a celé. *Waveform chart* pracuje s tzv. bufferem a vykresluje pole postupně, tak jak hodnoty přicházejí, případně po určité skupině hodnot. Jakmile je buffer waveform chartu plný, začne se již vykreslené pole přepisovat aktuálně přichozími hodnotami.

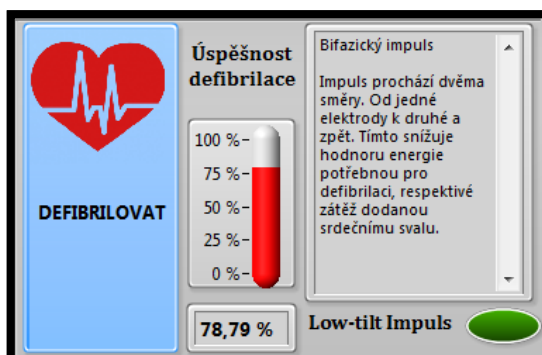
Hlavní program vyjma grafických indikátorů obsahuje také textová pole s již nadefinovanými texty pomocí *string constant*, které se zobrazují v závislosti na nastavení uživatele. Nesou informaci o názvu a popisu nastaveného defibrilačního impulsu a srdečního průběhu.



Obrázek 21 – Zobrazovací část – Vlevo zobrazen průběh v reálném čase, vpravo navolený defibrilační impuls

## 3.4.4 Defibrilační část

Poslední oblast v grafickém rozhraní je zaměřena na aplikování defibrilačního impulsu. K tomu slouží tlačítko „Defibrilovat“ spojené s číselným a grafickým indikátorem procentuální úspěšnosti. Do defibrilační části patří také ukazatel hodnoty energie defibrilačního impulsu, která ovlivňuje úspěšnost defibrilace.



Obrázek 22 – Defibrilační část na čelním panelu

## 3.4.5 Realizace v LabVIEW

Celá výše popsaná vizuální část programu byla vytvořena v části čelního panelu LabVIEW. Veškerá funkčnost, propojení, zobrazení, nebo následné výpočty z hodnot všech použitých prvků se zobrazí v block diagramu. Jedná se o úplnou vnitřní strukturu programu.

## 3.4.6 Struktura programu, ovládací prvky

Ovládání hlavního programu je proveditelné pomocí tlačítek start, stop a pause. Tyto tlačítka jsou realizovaná pomocí *case* a *while structure*. Case struktura provádí veškeré procesy, které jsou

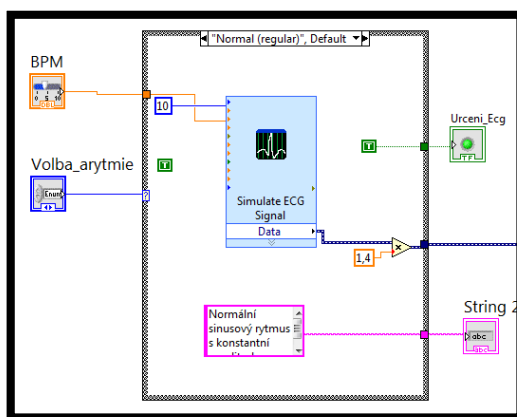
obsaženy v dané struktuře. Základní typ case struktury obsahuje dvě přepínatelné struktury definované pravdivostní hodnotou True, nebo False. V hlavním programu struktura True obsahuje veškeré procesy a False struktura naopak žádné. Přepínání je napojeno na tlačítko start, které nám při kliknutí přenesne hodnotu True do case struktury a tak spustí program. Case struktura je v programu často používána ve spojení s výrokovou logikou, jelikož se přes ní dobře realizují zpětné reakce na různá rozhodnutí.

Tlačítka pause a stop jsou sestaveny z *while loop structure* prvku, který provádí obsažené procesy uvnitř struktury do doby, dokud není změněna pravdivostní hodnota pro zastavení struktury. Respektive se provádí tak dlouho, dokud není splněna nebo porušena zastavovací podmínka. Tlačítka stop a pause mají charakter *switch* přepínače mezi True, False hodnotou. Jejich napojení na ukončovací podmínku while cyklu loop cyklu bylo definováno na změnu hodnoty, z čehož vyplývá zastavení všech vnitřních procesů, tedy celého programu.

Posloupnost ovládacích struktur je Stop struktura, obsahující Start strukturu, která má v sobě obsaženou celou Pause strukturu.

### 3.4.7 Simulace EKG rytmu a jeho arytmie

Základní potřebná funkce k defibrilaci byla vykreslení normálního ekg rytmu a jeho arytmie. Vykreslování těchto arytmií bylo provedeno přes již naprogramované simulátory, ve kterých byly upraveny pouze hodnoty amplitud, vzorkovací frekvence a druh arytmie. Jednotlivé arytmie a ekg rytmus byly umístěny jednotlivě do jedné z case struktury. Case struktura je tentokrát ovládána menu listem, který se chová stejně jako seznam. Jednotlivým textovým položkám přiřazuje pořadové číslo 0, 1, 2, 3, které následně rozhoduje o výběru jedné z dané *case struktury*. Společně s arytmií obsahují jednotlivé *case struktury* vyplněné textové pole s krátkou informací o vybrané arytmií.



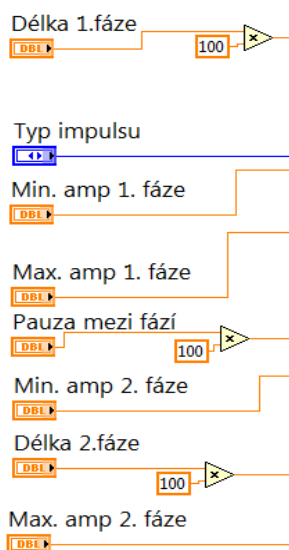
Obrázek 23 – Simulace arytmií a sinusového rytmu v case struktuře

Simulátory posílají data dynamického typu. Pro vykreslení těchto dat je nutné datový typ převést na 1D pole, které symbolizuje změněné hodnoty v řadě za sebou. Pole se posléze vykreslí ve *waveform chart*.



## 3.4.8 Navolení hodnot defibrilačního impulsu

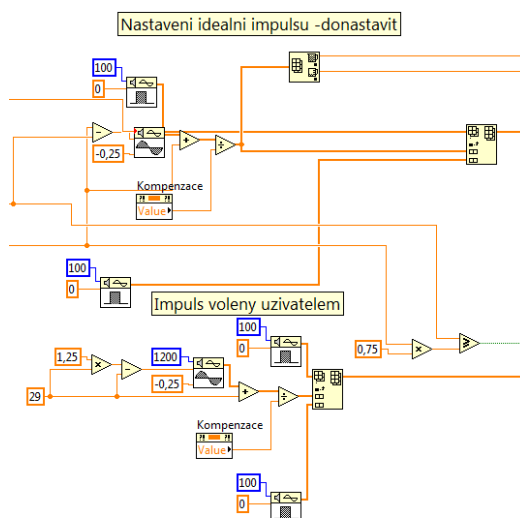
Všechny hodnoty uživatel zadává do kontrolerů, ovlivňující předem určenou veličinu. Mezi tyto veličiny patří např. hodnota amplitudy, čas defibrilačního impulsu pro první i druhou fází, nebo typ impulsu, které vstupují do *case struktury* pro defibrilační impulsy. Vstupující hodnoty jsou typu double, nebo integer, přičemž hodnoty indikující čas defibrilačního impulsu jsou ještě před vstupem do *case struktury* násobeny hodnotou 100. Vynásobení je důvodem počítání se 100 vzorky na jednu milisekundu při vykreslování defibrilačních impulsů do *waveform graph*.



Obrázek 24 – Prvky definující vstupní parametry v blokovém diagramu struktury

## 3.4.9 Vykreslení defibrilačních impulsů, porovnání s ideálním

Celé vykreslení se začíná formovat v *case struktury* pro defibrilační impulsy, do kterého vstupují zadané hodnoty uživatelem. Použitím nástroje *insert into array* se formují namodelované části jednotlivých patternu za sebe, aby ve výsledku daly celý požadovaný impuls. Modelování daných částí impulsu se provedlo pomocí *pulse*, *triangle* a *sinus pattern*. Patterny jsou definovány vždy počtem vzorků, jakožto svojí délkou, hodnotami určující potřebný tvar a u sinusového patternu přesnou lokalizaci části křivky.



3

**Obrázek 25 – Sestavení impulsu volený uživatelem a ideálního impulsu struktura**

Kromě uživatelem navoleného impulsu obsahují jednotlivé bloky case struktury také namodelovaný impuls s ideálními hodnotami. Tento impuls je pevně daný, s časem se nemění a uživatel má tímto možnost srovnání svého impulsu s impulsem ideálním pro defibrilaci.

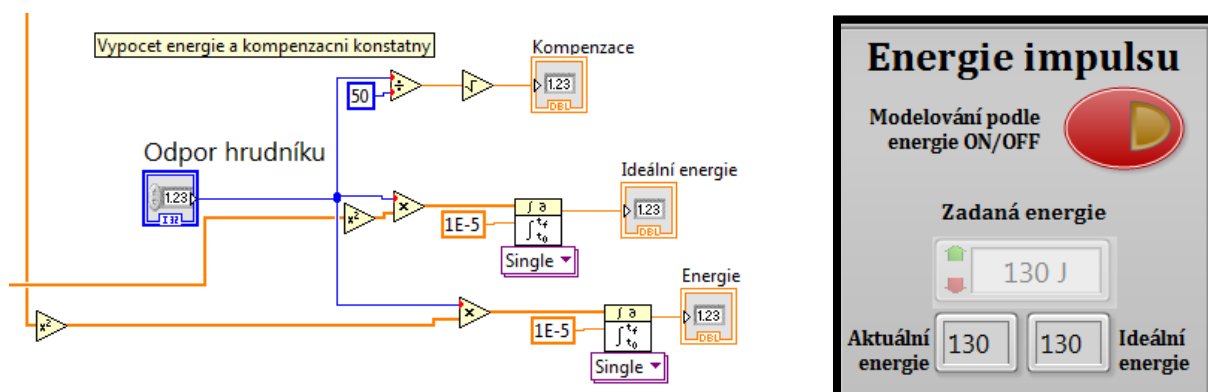
Tyto dvě křivky jsou znázorněny přes *waveform graph*. Aby bylo možné zobrazit obě křivky v jednom grafu současně, je nutné signály spojit přes *merge signals*.

Uživatel programu má dvě možnosti modelování defibrilačního impulsu. Buď podle svých navolených hodnot, nebo podle zadané energie defibrilačního impulsu. Pro modelování impulsu podle zadané energie je nutné se přepnout do tohoto režimu pomocí tlačítka k tomu určeného. Impuls poté ignoruje veškeré zadané veličiny, kromě hodnoty energie. Upravuje amplitudu impulsu s ideální časovou délkou trvání do doby, než se hodnota energie impulsu nepřiblíží zadané hodnotě s odchylkou  $\pm 3J$ . Úprava spočívá v přičtení, nebo odečtení skokové hodnoty k amplitudě a porovnání energie impulsu se zadanou hodnotou. Pokud se hodnoty neshodují, pokračuje se dalším přičtením, odečtením.

## 3.4.10 Výpočet energie impulsů

Výpočet energie defibrilačního impulsu bylo sestaveno z částí *mathematic* a *numeric*. Byl namodelován vztah, (3) do kterého se přivedl průběh proudu defibrilačního impulsu. Energie se stejným způsobem počítá jak pro defibrilační impuls volený uživatelem, tak pro defibrilační impuls ideální. Výsledné hodnoty se zobrazí na čelním panelu a dále hrají velkou roli v modelování defibrilačního impulsu právě podle energie, kde se porovnává zadaná hodnota uživatelem s touto hodnotou spočítanou nebo při počítání výsledné procentuální úspěšnosti defibrilačního impulsu.

$$E = \int I^2 \cdot R \, dt \quad (3)$$



Obrázek 26 – Výpočet energie a kompenzační konstanty

### 3.4.11 Kompensace amplitudy

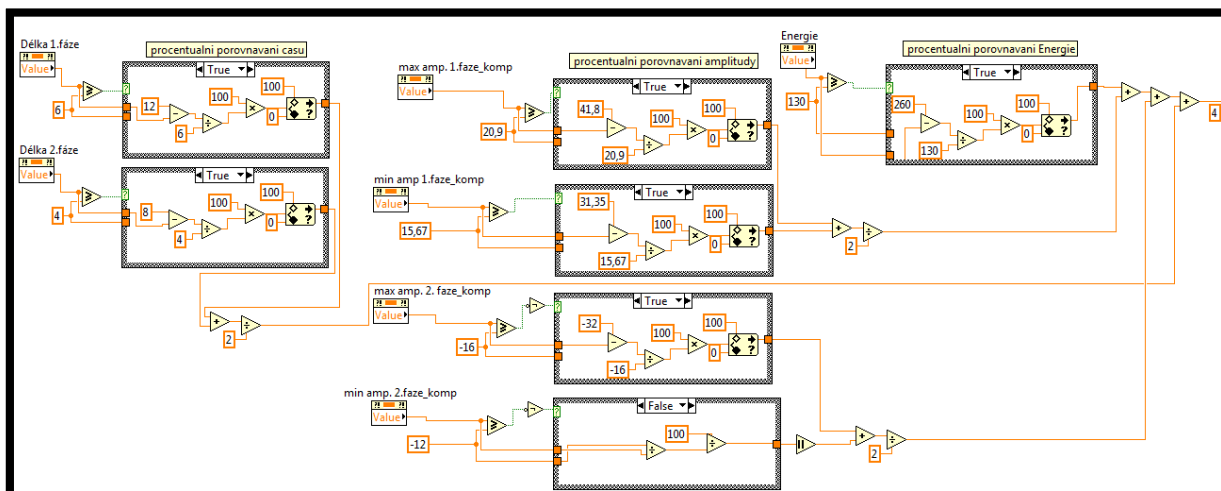
Z důvodu závislosti celkové energie defibrilačního impulsu na hodnotě zadané impedance je nutné defibrilační impuls kompenzovat tak, aby energie zůstala stále stejná. Kompensace funguje na principu násobení průběhu proudu defibrilačního impulsu kompenzační konstantou. Kompenzační konstanta je vydedukována ze vztahu (3) jako vztah (4).

$$\text{komp. konstanta} = \sqrt{\frac{R_{\text{hrudníku}}}{R_{\text{ref}}}} \quad (4)$$

Přičemž  $R_{\text{hrudníku}}$  představuje impedanci hrudníku zadanou uživatelem a  $R_{\text{ref}}$  reprezentuje referenční hodnotu impedance. Obvyklá hodnota impedance hrudníku člověka se pohybuje v intervalu od 30 do 70  $\Omega$ , proto byla zvolena průměrná hodnota 50 jako hodnota referenční. Při této hodnotě nedochází k žádné kompenzaci. Kompensace ovlivňuje pouze průběh proudu, nikoli čas defibrilačního impulsu. Čas průběhu zůstává stejný jako nastavená hodnota uživatelem. Kompenzované hodnoty se poté zobrazí vedle hodnot skutečně zadaných a při výpočtech procentuální šance úspěšnosti defibrilace se tedy berou právě tyto kompenzované hodnoty.

### 3.4.12 Výpočet úspěšnosti impulsu

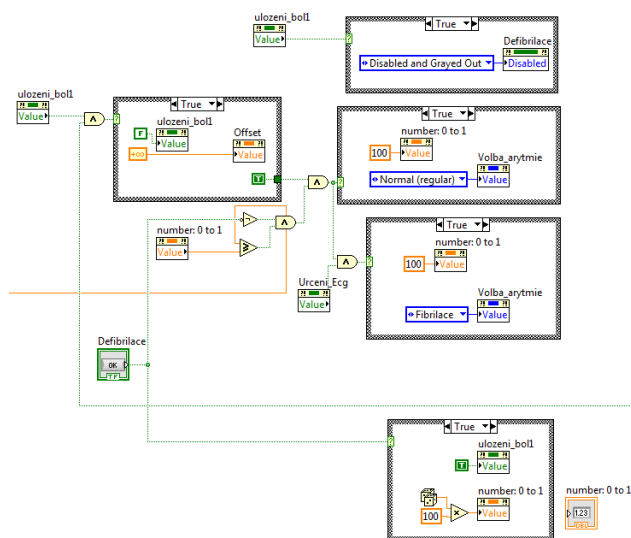
Na úspěšnost defibrilace má vliv mnoho parametrů. Ohled byl brán na hodnotu energie, čas průběhu a hodnoty maximální a minimální amplitudy defibrilačního impulsu. Do jednotlivých bloků case struktury pro typ impulsu byla vždy implantovaná kombinace dalších case struktur, které porovnávaly tyto parametry.



Obrázek 27 – Výpočet úspěšnosti defibrilace struktury

Volba True, False bloku struktury byla volena pravdivostní hodnotou vycházející z porovnání velikosti zadané hodnoty vůči hodnotě referenční. Pokud je hodnota větší než referenční aplikovala se True case struktura a naopak. Ve struktuře se pomocí trojčlenky vypočetlo procento odchýlení od optimální hodnoty, které bylo následně upraveno na procentuální hodnotu úspěchu defibrilace. Aby se zamezilo falešným hodnotám, je definován interval, ve kterém se procentuální úspěch počítá. Interval je definován jako dvojnásobek ideální hodnoty. Tedy pokud je ideální hodnota 12, tak výpočet probíhá v intervalu od 0 do 24. Hodnoty větší než 24 a menší jako 0 indikují nulový úspěch defibrilace.

Tento postup výpočtu se musel aplikovat na jednotlivé části defibrilačního impulsu a to na čas první i druhé fáze, maximální a minimální amplitudu první a druhé fáze a energie průběhu defibrilačního impulsu. Konečná hodnota úspěšnosti defibrilace vyšla z průměru těchto sekundárních procentuálních hodnot.



Obrázek 28 – Sestavený proces defibrilace struktury

### 3.4.13 Low-tilt indikace

Kromě klasického výběru typu defibrilačního impulsu, který si může uživatel zvolit, může být namodelován také tzv.: low-tilt defibrilační impuls. Toto označení dostane impuls, jehož hodnota minimální amplitudy je větší, než 75 % hodnoty maximální amplitudy. Tento status je na čelním panelu indikován rozsvícením LED prvku s popisem. V reálné praxi právě tyto low-tilt defibrilační impulsy jsou nejpoužívanější a jedny z nejúspěšnějších.

### 3.4.14 Princip defibrilace

Úspěšná defibrilace funguje jako změna typu průběhu arytmie na průběh normálního srdečního rytmu. Podmět k této změně je pravdivostní hodnota vycházející z kombinací pravdivostních hodnot z case struktury a porovnání hodnoty úspěšnosti defibrilace. Z case struktury při změně tlačítka defibrilovat vychází hodnota True, tak samo dostaneme True hodnotu při porovnání hodnoty úspěšnosti defibrilace s náhodnou hodnotou v intervalu od 0 do 100. Náhodná hodnota se generuje při každém kliknutí na tlačítko defibrilovat a jelikož se generuje pouze v intervalu od 0 do 1 prvkem *random number*, je třeba ji poté vynásobit hodnotou 100, aby odpovídala procentuálnímu intervalu.

Jakmile přijdou současně tyto dvě pravdivostní hodnoty, tedy je-li kliknuto na tlačítko defibrilace a vygenerovaná náhodná hodnota je menší, než hodnota úspěšnosti defibrilace, proběhne defibrilace v pořádku.

Aby se zamezilo chybám, je tlačítko defibrilace po kliknutí vypnuto do doby, než se výboj uskuteční. Navíc defibrilace funguje i opačně. Aplikovaná defibrilace při normálním srdečním rytmu vyvolá srdeční fibrilaci.

### 3.4.15 Detekce místa defibrilace a její zobrazení

Aplikovat vývoj nechceme hned při stisknutí tlačítka defibrilace, abychom se netrefili náhodou přímo do R-vlny. K tomuhle načasování byla použita detekce vrcholů probíhajícího signálu, jejichž nastavení je následující. Jakmile signál nabyde hodnoty větší než 0,25, uloží se lokace bodu do pole. Pokud je zaznamenáno více jak tři takové lokace je indikovaná True hodnota, která nám podmiňuje aplikování výboje.

Následný výboj se zobrazí jako červená svislice vycházející z červené izoelektrické křivky, která se zobrazuje po celou dobu průběhu arytmie. Až za touto svislicí dochází při úspěšné defibrilaci ke změně průběhu na normální sinusový rytmus. V opačném případě pokračuje aktuální průběh arytmie.

### 3.4.16 Okomentování se zpětnou vazbou

Výsledná zpětná vazba pro uživatele je vytvořená kombinací předem nadefinovaných string komentářů vycházejících z různých částí programu. Do výsledného textu se formují pomocí nástroje *Concatenate strings*, který uživateli dává veškeré informace v jednom společném textovém poli.

#### **4 Vzor protokolu**

VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY  
BIOMEDICÍNSKÝ TECHNIK

## **Simulování defibrilačních impulsů** měření úspěšnosti defibrilace

Jméno, příjmení, login

Datum:

### Zadání

1. Změřte rozdílnost úspěšnosti pro defibrilační impulsy podle zadané energie.
  - a) Monofázický
  - b) Bifázický impuls
  - c) Bifázický impuls Zoll
  - d) Sinusový exponenciálně tlumený impuls
2. Zjistěte, pro jakou procentuální hodnotu začíná platit označení low-tilt impulsu.
3. Vyčtěte ze znázorněného impulsu v programu hodnoty ideálních impulsů pro možnosti z úkolu č. 1
4. Vypozorujte a popište, jak se mění impuls podle nastavené hodnoty impedance hrudníku.

### Použité vybavení

Počítač se softwarem pro simulování defibrilačních impulsů v LabVIEW

### Teoretický rozbor

Doplň student

### Pracovní postup

**Dílčí úloha č. 1** – V softwaru pro simulaci defibrilačních impulsů aktivujte modelování podle energie do polohy ON. Následně do kolonky pro hodnotu energie impulsu dosadíte deset hodnot v rozmezí od nuly do dvojnásobku hodnoty ideálního impulsu. Hodnoty запиšte do tabulky a následně impuls vždy aplikujte a zaznamenejte, zda byla defibrilace úspěšná, či nikoli. Tento postup aplikujte pro všechny typy defibrilačních impulsů na jednu arytmií.

**Dílčí úloha č. 2** – V programu si navolte monofázický impuls. Aktivujte modelování podle energie do polohy ON. Navolte si libovolnou energii impulsu a nechte si ji namodelovat. Nyní se rozsvítí indikace low-tilt impulsu. Z tohoto impulsu vypočítejte procentuální rozdíl mezi počáteční a koncovou amplitudou. Když si deaktivujete modelování podle energie a pomocí kontrolky zvýšíte hodnotu počáteční amplitudy, nebo snížíte hodnotu koncové amplitudy, tak by měla kontrolka zhasnout.

**Dílčí úloha č. 3** – V programu deaktivujte modelování podle energie. Podle kontrolky v levé části programu navolte hodnoty amplitud tak, aby se modrý navolený impuls překrýval s červeným ideálním impulsem. Hodnoty amplitud a času zaznamenejte do tabulky.

**Dílčí úloha č. 4** – Deaktivujte modelování podle energie. Poté si nastavte pomocí kontrolky v levé části programu libovolný impuls. Měňte hodnotu hrudníku dle libosti a poznamenejte, jak se mění defibrilační impuls v závislosti na impedanci. Popřemýšlejte, jak se dá v praxi docílit snížení impedance hrudníku.



## Výsledky měření

### Dílčí úloha č. 1

Výsledek bude obsahovat jednu tabulku se všemi hodnotami a stručný závěr co z této úlohy vyplynulo.

### Dílčí úloha č. 2

Stačí jednoslovná odpověď.

### Dílčí úloha č. 3

Výsledky všech impulsů budou obsaženy v jedné tabulce.

### Dílčí úloha č. 4

Popsat všechny body z pracovního postupu.

## Závěr protokolu

## 5 Vzorový protokol

VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY  
BIOMEDICÍNSKÝ TECHNIK

# **Simulování defibrilačních impulsů** měření úspěšnosti defibrilace

### Zadání

1. Změřte rozdílnost úspěšnosti pro defibrilační impulsy podle zadané energie.
  - a) Monofázický
  - b) Bifázický impuls
  - c) Bifázický impuls Zoll
  - d) Sinusový exponenciálně tlumený impuls
2. Zjistěte, pro jakou procentuální hodnotu začíná platit označení low-tilt impulsu.
3. Vyčtěte ze znázorněného impulsu v programu hodnoty ideálních impulsů pro možnosti z úkolu č. 1
4. Vypozorujte a popište, jak se mění impuls podle nastavené hodnoty impedance hrudníku.

### Použité vybavení

Počítač se softwarem pro simulování defibrilačních impulsů v LabVIEW

### Teoretický rozbor

Defibrilace je současné době nejefektivnější metoda při léčbě srdečních arytmií a to zejména při srdeční fibrilaci. Historicky první defibrilační impuls byl sinusový exponenciálně tlumený, avšak díky jeho dlouhému trvání a velké dodávané energii pacientovi nebyl vyhovující. Vývojem došlo ke zkracování impulsů skokovou metodou na nulovou hodnotu po dosažení předem nadefinované hodnoty. Další vývoj přešel na dvou fázový impuls, který je šetrnější k pacientovi kvůli menší dodávané energii a prostupujícím proudům dvěma směry.

### Pracovní postup

**Dílčí úloha č. 1** – V softwaru pro simulaci defibrilačních impulsů aktivujte modelování podle energie do polohy ON. Následně do kolonky pro hodnotu energie impulsu dosadíte deset hodnot v rozmezí od nuly do dvojnásobku hodnoty ideálního impulsu (u bifázického Zoll od 57J do dvojnásobku maxima). Hodnoty запиšte do tabulky a následně impuls vždy aplikujte a zaznamenejte, zda byla defibrilace úspěšná, či nikoli. Tento postup aplikujte pro všechny typy defibrilačních impulsů na jednu arytmií.

**Dílčí úloha č. 2** – V programu si navolte monofázický impuls. Aktivujte modelování podle energie do polohy ON. Navolte si libovolnou energii impulsu a nechte si ji namodelovat. Nyní se rozsvítí indikace low-tilt impulsu. Z tohoto impulsu vypočítejte procentuální rozdíl mezi počáteční a koncovou amplitudou. Když si deaktivujete modelování podle energie a pomocí kontrolky zvýšíte hodnotu počáteční amplitudy, nebo snížíte hodnotu koncové amplitudy, tak by měla kontrolka zhasnout.

**Dílčí úloha č. 3** – V programu deaktivujte modelování podle energie. Podle kontrolky v levé části programu navolte hodnoty amplitud tak, aby se modrý navolený impuls překrýval s červeným ideálním impulsem. Hodnoty amplitud a času zaznamenejte do tabulky.

**Dílčí úloha č. 4** – Deaktivujte modelování podle energie. Poté si nastavte pomocí kontrolky v levé části programu libovolný impuls. Měřte hodnotu hrudníku dle libosti a poznamenejte, jak se mění defibrilační impuls v závislosti na impedanci. Popřemýšlejte, jak se dá v praxi docílit snížení impedance hrudníku.

## Výsledky měření

### Dílčí úloha č. 1

Typ impulsu											
Hodnota energie	Monofázický		Hodnota energie	Bifázický		Hodnota energie	Bifázický zoll		Hodnota energie	Sinusový	
10	0	Ne	10	0	Ne	57	67,9	A	10	0	Ne
30	0	Ne	20	0	Ne	65	79,1	A	30	0	Ne
50	0	Ne	40	0	Ne	70	86,5	Ne	50	0	Ne
100	0	Ne	60	69,5	Ne	75	92,5	A	100	0	Ne
200	76,6	A	90	83,9	A	80	97,6	A	200	76,39	Ne
360	99,9	A	130	99,3	A	100	84,6	A	360	99,9	A
450	74,6	Ne	180	81,7	A	110	77,3	Ne	450	87,7	A
520	60,8	Ne	220	67,8	A	120	70,1	A	520	78,6	A
600	58,3	Ne	240	61,1	A	140	57,1	A	600	68,0	A
720	54,8	A	260	54,3	A	160	50,0	A	720	53	Ne

Z tabulky vyplývá, že nejúspěšnější impuls je bifázický zoll, shoduje se to s teoretickým rozbohem, kde tento impuls patří mezi špičku na trhu.

### Dílčí úloha č. 2

Kontrolka indikuje low-tilt pokud je koncová hodnota amplitudy 75 % hodnota počáteční amplitudy, nebo větší.

### Dílčí úloha č. 3

Typ impulsu				
X	Monofázický	Bifázický	Bifázický Zoll	Sinusový
Čas (ms)	12	6/4	6/4	15
Max. amplituda(A) první fáze	29	20,9	13	39,85
Min. amplituda(A) první fáze	21,75	15,675	X	X
Max. amplituda(A) druhé fáze	X	-16	-12	X
Min. amplituda(A) druhé fáze	X	-12	-9	X

### Dílčí úloha č. 4

Impedance ovlivňuje amplitudu impulsů. Ačkoli navolená energie zůstává stejná, amplituda se se zvětšující impedancí zmenšuje a snižuje tedy velikost průchozího proudu a celkovou úspěšnost defibrilace. Impedanci lze v praxi snížit použitím dobře vodivého gelu na elektrody defibrilátoru, správným přiložením elektrod, velikostmi defibrilačních elektrod apod.

## Závěr protokolu

Průběh protokolu ověřil snižování potřebné dodávané energie pacientovi s vývojem defibrilačních impulsů. Byly vypočítány rozdílnosti mezi arytmiemi. Změřené hodnoty prokázaly, že low-tilt hodnoty jsou považovány za procentuální rozbor koncové hodnoty k počáteční. Pokud je koncová hodnota amplitudy minimálně 75% hodnota počáteční amplitudy, tak se dá považovat impuls za low-tilt.

### 6 Závěr

Celá práce je postavena na rešeršní části, jelikož tvary a technologie výroby zdravotnických firem, distribuujících defibrilátory, jsou jimi přísně utajené. Informace tedy nejsou uceleně dostupné. Bylo čerpáno z odborných článků a publikací z databází školní knihovny. Na tomto teoretickém základě byl vyvinut program, který simuluje práci defibrilátoru a vliv rozdílných defibrilačních impulsů na srdeční arytmie.

Po spuštění softwaru má uživatel možnost dvojí volby. Buď volbu výukového modulu, který ho provede přes nastavení amplitudy, času a typu impulsu, nebo volbu vlastního nastavení, které uživatele navede přímo do hlavní části programu. V tomto hlavním sektoru je možnost nastavení impulsu podle parametrů, nebo si nechat impuls vygenerovat podle zvolené energie. V závislosti na hodnotě energie si impuls automaticky reguluje amplitudu, dokud se zadaná a aktuální energie nerovnají.

Po definování defibrilačního impulsu nastává jeho aplikování. Při aplikování lze vidět procentuální šance na úspěšnou defibrilaci. Při aplikování impulsu je prvotně detekováno místo na EKG rytmu, kde je defibrilace následně provedena. V konečném stádiu je místo označeno a v závislosti na úspěchu se mění srdeční rytmus na normální nebo zůstává arytmie. Pro práci se softwarem byl také navrhnut pracovní protokol, který usnadní orientaci a práci v programu. Protokol obsahuje několik základních úloh ke změření, aplikování impulsu a odečtení defibrilačních parametrů

Další rozvinutí práce by mohlo probíhat vývojem tohoto softwaru na mobilní telefony v systému Android, případně doplnění softwaru o dynamickou ukázkou toku proudu, simulování lepení elektrod na pacienta a snímání 12-ti svodového EKG.

## 7 Literatura

- [1] AAJ Adgey, MS Spence, and SJ Walsh. Theory and practice of defibrillation:(2) defibrillation for ventricular fibrillation. *Heart*, 91(1):118–125, 2005.
- [2] Johan R Bennett, Karen M Darragh, Simon J Walsh, Desmond J Allen, Michael Scott, Michael Stevenson, Jennifer AA Adgey, John MCJ Anderson, and Ganesh Manoharan. Low-tilt monophasic and biphasic waveforms compared with standard biphasic waveforms in the transvenous defibrillation of ventricular fibrillation. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 37(3):279–289, 2014.
- [3] D Guan, C Powell, and R Malkin. Defibrillation impedance: including an inductive element. In *Computers in Cardiology 2000*, pages 549–552. IEEE, 2000.
- [4] David L Hayes, Samuel J Asirvatham, and Paul A Friedman. *Cardiac pacing, defibrillation and resynchronization: a clinical approach*. John Wiley & Sons, 2012.
- [5] Jian Huang, Gregory P Walcott, Richard B Ruse, Scott J Bohanan, Cheryl R Killingsworth, and Raymond E Ideker. An ascending ramp biphasic waveform has a lower defibrillation threshold and releases less troponin i than a truncated exponential biphasic waveform. *Circulation*, pages CIRCULATIONAHA–112, 2012.
- [6] Vivek Kodoth, Noel C Castro, Ben M Glover, Jim M Anderson, Omar J Escalona, Ernest Lau, and Ganesh Manoharan. Waveform optimization for internal cardioversion of atrial fibrillation. *Journal of electrocardiology*, 44(6):689–693, 2011.
- [7] David Korpas. *Kardiostimulační technika*. Mladá fronta, 2011.
- [8] V Krasteva, A Cansell, and I Daskalov. Modelling transthoracic defibrillation waveforms. *Journal of medical engineering & technology*, 24(2):63–67, 2000.
- [9] D Lung and I Basic. Digital simulating a wave shape of current impulse appearing on the heart during defibrillation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol. 13: 1991., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, pages 753–755. IEEE.
- [10] Pavel Marcián, Bronislav Klementa, and Olga Klementová. Elektrická kardioverze a defibrilace. *Intervenční a akutní kardiologie. Olomouc: Solen, s. ro*, 10(1):24–29, 2011.
- [11] Pavel OSMANČÍK. Ekg učebnice [online]. praha: Univerzita karlova v praze, 2011 [cit. 2012-12-13]. Technical report, ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ekgucebnice.cz/cz>.
- [12] F Qu, VP Nikolski, BR Wollenzier, and IR Efimov. Comparison of three biphasic defibrillation waveforms: Gurvich waveform is more efficient. In *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, volume 2, pages 1439–1440. IEEE, 2002.

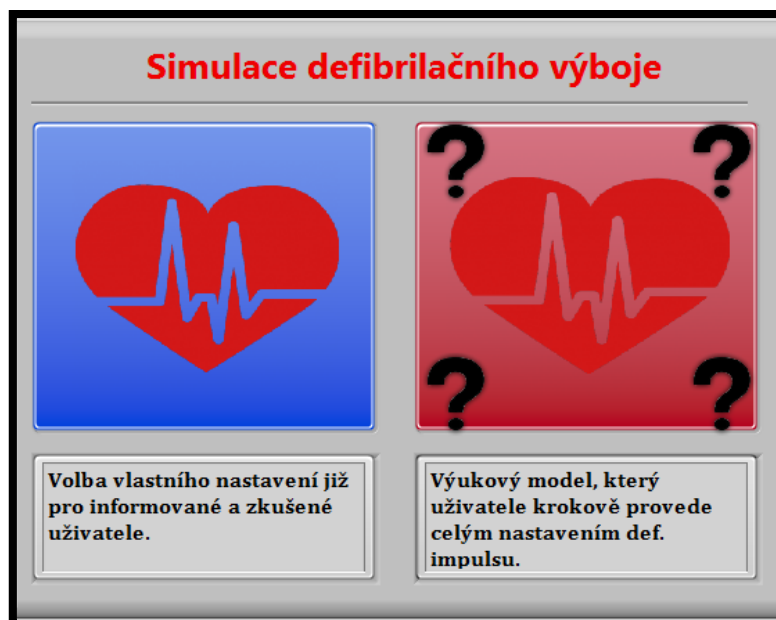
- [13] Ivo Skopal. Srovnání 3 typů prvního defibrilačního výboje a citlivostí. automatické externí defibrilátory, 2005-2006.
- [14] Hailang Song, Xiaomei Wu, Zuxiang Fang, and Cuiwei Yang. Decreasing the defibrillation energy by optimizing the pulse duration of electrical shock. In *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on*, pages 1606–1608. IEEE, 2008.
- [15] Max E. Valentinuzzi. *Cardiac fibrillation-defibrillation*. Series on bioengineering and biomedical engineering. World Scientific, Hackensack, N.J., 2011.
- [16] Yi Zhang, RS Ramabadran, Kimberly A Boddicker, Imran Bawaney, Loyd R Davies, M Bridget Zimmerman, Scott Wuthrich, Janice L Jones, and Richard E Kerber. Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms for transthoracic defibrillationexperimental studies. *Journal of the American College of Cardiology*, 42(3):568–575, 2003.



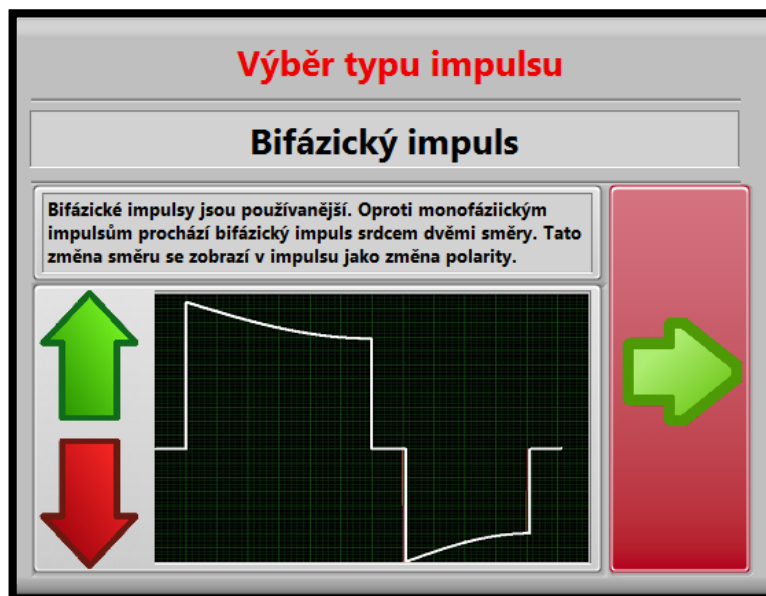
## Seznam obrázků

OBRÁZEK 1 – ROZMÍSTĚNÍ DEFIBRILAČNÍCH ELEKTROD .....	4
OBRÁZEK 2 – ZÁVISLOST PRŮBĚHU BIFÁZICKÉHO IMPULSU NA VELIKOSTI IMPEDANCE .....	5
OBRÁZEK 3 – AKČNÍ POTENCIÁL BUŇKY MYOKARDU BĚHEM JEDNOHO PULSU. ....	6
OBRÁZEK 4 – ZÁVISLOST KAPACITY NA DOBĚ TRVÁNÍ IMPULSU .....	7
OBRÁZEK 5 – VIZUALIZACE MONOFÁZICKÉHO TLUMENÉHO IMPULSU .....	8
OBRÁZEK 6 – SEŘÍZNUTÝ EXPONENCIÁLNÍ MONOFÁZICKÝ IMPULS.....	8
OBRÁZEK 8 – BIFÁZICKÝ ZOLL IMPULS.....	9
OBRÁZEK 9 – ZOBRAZENÍ MÍSTA HRANICE ZRANITELNOSTI NA EKG KŘÍVCE.....	10
OBRÁZEK 10 – R/RL MODEL .....	12
OBRÁZEK 11 – OBECNÝ MODEL DEFIBRILÁTORU .....	12
OBRÁZEK 12 – MODEL TLUMENÝCH SINUSOVÝCH (A) A BIFÁZOVÝCH IMPULSŮ (B) .....	13
OBRÁZEK 13 – ZNÁZORNĚNÍ TŘI RŮZNÝCH TESTOVANÝCH IMPULSŮ .....	14
OBRÁZEK 14 – GRAF ZÁVISLOSTI DFT NA DÉLCE IMPULSU .....	15
OBRÁZEK 15 – 11 TESTOVANÝCH IMPULSŮ .....	17
OBRÁZEK 16 – ROZDÍL MEZI STANDARTNÍM A LOW-TILT BIFÁZICKÝM IMPULSEM .....	18
OBRÁZEK 17 – BLOKOVÝ DIAGRAM PROGRAMU .....	20
OBRÁZEK 18 – PRVNÍ VOLBA UŽIVATELEM – VLASTNÍ NASTAVENÍ/VÝUKOVÝ MODUL .....	20
OBRÁZEK 19 – VOLBA PARAMETRŮ UŽIVATELEM .....	21
OBRÁZEK 20 – OVLÁDACÍ PRVKY PROGRAMU.....	22
OBRÁZEK 21 – PRVKY DEFINUJÍCÍ VSTUPNÍ PARAMETRY .....	22
OBRÁZEK 22 – ZOBRAZOVACÍ ČÁST – VLEVO ZOBRAZEN PRŮBĚH V REÁLNÉM ČASE, VPRAVO NAVOLENÝ DEFIBRILAČNÍ IMPULS .....	23
OBRÁZEK 23 – DEFIBRILAČNÍ ČÁST NA ČELNÍM PANELU .....	23
OBRÁZEK 24 – SIMULACE ARYTMII A SINUSOVÉHO RYTMU V CASE STRUKTUŘE.....	24
OBRÁZEK 25 – PRVKY DEFINUJÍCÍ VSTUPNÍ PARAMETRY V BLOKOVÉM DIAGRAMU STRUKTUŘE .....	25
OBRÁZEK 26 – SESTAVENÍ IMPULSU VOLENÝ UŽIVATELEM A IDEÁLNÍHO IMPULSU STRUKTUŘE .....	26
OBRÁZEK 27 – VÝPOČET ENERGIE A KOMPENZAČNÍ KONSTANTY .....	27
OBRÁZEK 28 – VÝPOČET ÚSPĚŠNOSTI DEFIBRILACE STRUKTUŘE.....	28
OBRÁZEK 29 – SESTAVENÝ PROCES DEFIBRILACE STRUKTUŘE.....	28

## Přílohy



Příloha č. 1 – Úvodní obrazovka



Příloha č. 2 – Výběr typu impulsů

### Zadání času bifázického impulsu

1. fáze (ms)	pauza mezi fázemi (ms)	2. fáze (ms)
 6	 1	 4


Celá doba impulsu je rozdělena na dvě fáze. Celková doba impulsu se může měnit, ale nejčastěji využívanou délkou je 10 ms s rozdělením fází 60:40 % s určitou krátkou časovou mezerou mezi fázemi.




Příloha č. 3 – Volba času pro bifázický impuls

### Zadání času monofázického impulsu

1. fáze (ms)

 12

Čas trvání monofázického impulsu se pohybuje v rozmezí od 10 do 18 ms. Optimální čas byl prokázán jako 12 ms. Po uplynutí nastaveného času se impuls skokově mění na nulovou hodnotu. Během průběhu monofázického impulsu se impuls pohybuje pouze v jedné polaritě. (kladná, záporná).



Příloha č. 4 – Volba času pro monofázický impuls

### Zadání času sinusového impulsu

---

**1. fáze (ms)**

Pro tlumenou sinusový impuls je typický čas 18ms. Tento dlouhý čas je dán dlouhou tlumenou oscilací okolo nuly, než se impuls absolutně utlumí. Oproti jiným impulsům není po určité době skokově měněn na nulovou hodnotu, ale na tuto hodnotu se postupně tlumí.

Příloha č. 5 - Volba času pro monofázický impuls

### Zadání času bifázického Zoll impulsu

---

1. fáze (ms)	pauza mezi fázemi (ms)	2. fáze (ms)
<input style="width: 40px; text-align: center;" type="text" value="6"/>	<input style="width: 40px; text-align: center;" type="text" value="1"/>	<input style="width: 40px; text-align: center;" type="text" value="4"/>

Pro Zoll bifázický impuls je typické stejné časové rozdělení jako u bifázického impulsu. Celá doba impulsu je rozdělena na dvě fáze. Celková doba impulsu se může měnit, ale nejčastěji využívanou délkou je 10 ms s rozdělením fází 60:40 % s určitou krátkou časovou mezerou mezi fázemi.

Příloha č. 6 - Volba času pro bifázický Zoll impuls

### Zadání amplitudy sinusového impulsu

Amplituda	impedance hrudníku
počáteční [A]	[Ohm]
<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center;"> <div style="text-align: center; margin-right: 5px;"> <span style="color: green;">↑</span>  <span style="color: red;">↓</span> </div> <div style="border: 1px solid gray; padding: 5px; text-align: center; width: 60px;">40</div> </div>	<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center;"> <div style="text-align: center; margin-right: 5px;"> <span style="color: green;">↑</span>  <span style="color: red;">↓</span> </div> <div style="border: 1px solid gray; padding: 5px; text-align: center; width: 60px;">50</div> </div>

Pro sinusový impuls je potřeba nastavit počáteční hodnotu amplitudy. Počáteční amplitudou impuls začíná a postupně se tlumí až k nulové hodnotě. Je nutné také nastavit hodnotu impedance pacienta, která ovlivňuje koncovou dodanou hodnotu proudu. Obvyklá hodnota počáteční amplitudy je 40A. Předpokládaná hodnota impedance pacienta činí 50 Ohm. Po nastavení pokračujte kliknutím na šipku v pravo.

Příloha č. 7 - Volba amplitudy sinusového impulsu

### Zadání amplitudy monofázického impulsu

1. fáze		impedance hrudníku
počáteční [A]	koncová [A]	[Ohm]
<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center;"> <div style="text-align: center; margin-right: 5px;"> <span style="color: green;">↑</span>  <span style="color: red;">↓</span> </div> <div style="border: 1px solid gray; padding: 5px; text-align: center; width: 60px;">29</div> </div>	<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center;"> <div style="text-align: center; margin-right: 5px;"> <span style="color: green;">↑</span>  <span style="color: red;">↓</span> </div> <div style="border: 1px solid gray; padding: 5px; text-align: center; width: 60px;">21,7</div> </div>	<div style="display: flex; align-items: center; justify-content: center;"> <div style="text-align: center; margin-right: 5px;"> <span style="color: green;">↑</span>  <span style="color: red;">↓</span> </div> <div style="border: 1px solid gray; padding: 5px; text-align: center; width: 60px;">50</div> </div>

Pro fázi impulsu je potřeba nastavit počáteční a koncovou amplitudu. Počáteční amplitudou impuls začíná. Při dosáhnutí koncové amplitudy se impuls mění skokově na nulu. Je nutné také nastavit hodnotu impedance pacienta, která ovlivňuje koncovou dodanou hodnotu proudu. Obvyklé hodnoty počáteční amplitudy je 29A a koncové okolo 22 A. Předpokládaná hodnota impedance pacienta činí 50 Ohm. Po nastavení pokračujte kliknutím na šipku v pravo.

Příloha č. 8 - Volba amplitudy monofázického impulsu

### Zadání amplitudy bifázického impulsu

1. fáze	2. fáze	impedance hrudníku
počáteční [A] <div style="text-align: center;">↑ 21 ↓</div>	počáteční [A] <div style="text-align: center;">↑ -16 ↓</div>	[Ohm] <div style="text-align: center;">↑ 50 ↓</div>
koncová [A] <div style="text-align: center;">↑ 16 ↓</div>	koncová [A] <div style="text-align: center;">↑ -12 ↓</div>	

Pro každou fázi je potřeba nastavit počáteční a koncovou amplitudu. Počáteční amplitudou impuls začíná. Při dosáhnutí koncové amplitudy se impuls mění skokově na nulu. Je nutné také nastavit hodnotu impedance pacienta, která ovlivňuje koncovou dodanou hodnotu proudu.

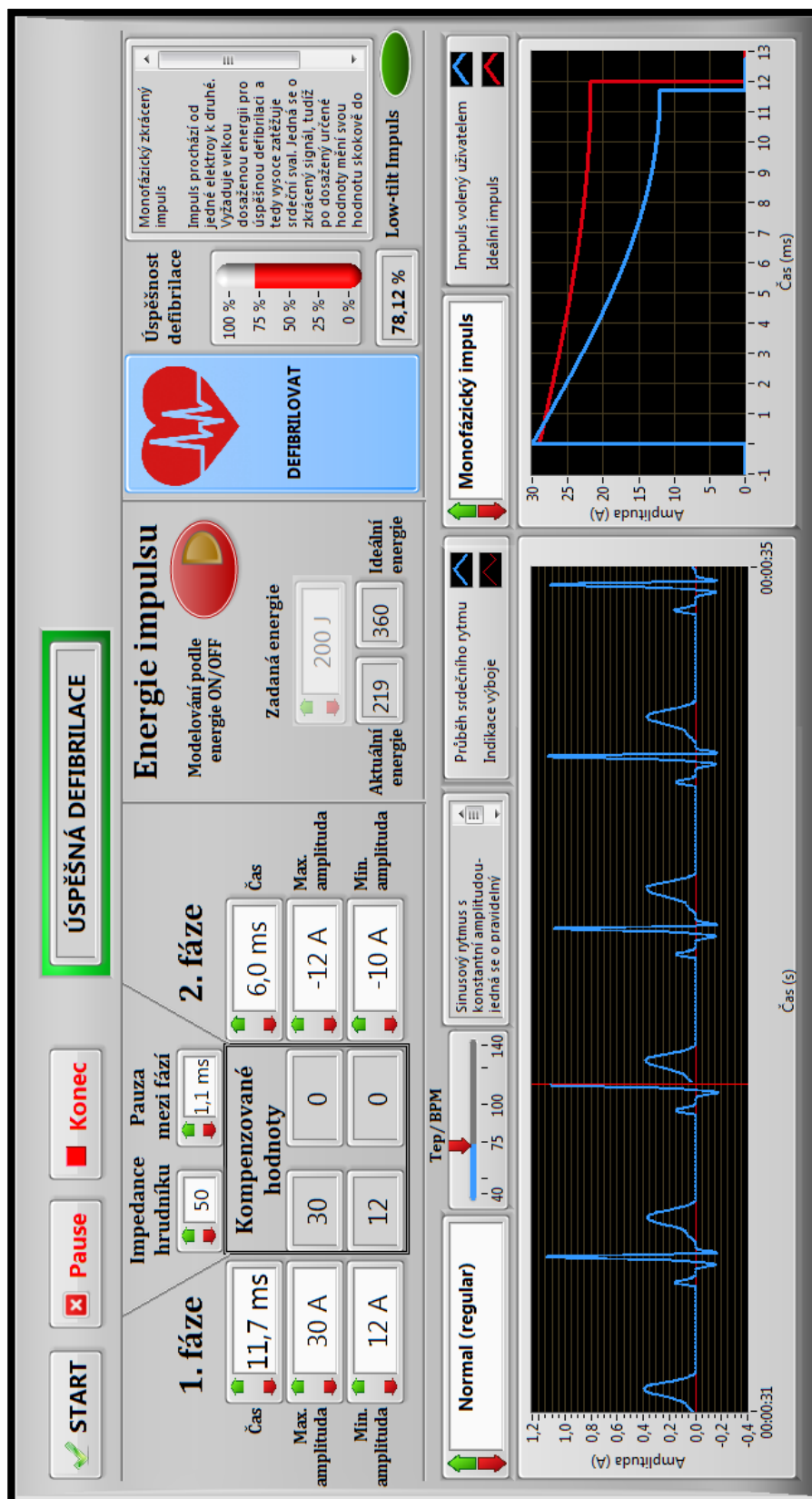
Příloha č. 9 - Volba amplitudy bifázického impulsu

### Zadání amplitudy bifázického Zoll impulsu

1. fáze	2. fáze	impedance hrudníku
počáteční [A] <div style="text-align: center;">↑ 14 ↓</div>	počáteční [A] <div style="text-align: center;">↑ -12 ↓</div>	[Ohm] <div style="text-align: center;">↑ 50 ↓</div>
	koncová [A] <div style="text-align: center;">↑ -8 ↓</div>	

Pro první fázi je potřeba nastavit pouze počáteční amplitudu, jelikož u Zoll impulsu je konstantní po celou dobu první fáze. U druhé fáze je potřeba nastavit počáteční i koncovou amplitudu. Počáteční amplitudou impuls začíná. Při dosáhnutí koncové amplitudy se impuls mění

Příloha č. 10 - Volba amplitudy bifázického impulsu



Příloha č. 11 – Hlavní program pro simulování defibrilačních impulsů